

Grado Universitario en Ingeniería Mecánica  
2018-2019

*Trabajo Fin de Grado*

# “Aneurismas: Estudio experimental simplificado”

---

Daniel Nuño Encinas

Tutores

Álvaro Vaz-Romero Santero

Jesús Pernas Sánchez

Leganés, 2019



*[Incluir en el caso del interés de su publicación en el archivo abierto]*

Esta obra se encuentra sujeta a la licencia Creative Commons **Reconocimiento – No Comercial – Sin Obra Derivada**



## RESUMEN

**Palabras clave:** Diseño experimental, material elastómero, elongación, inflado, Arduino

La presente memoria corresponde al estudio experimental de aneurismas, entendiendo por aneurisma una dilatación de forma irreversible con tendencia a aumentar de tamaño un segmento de un vaso sanguíneo a causa de un debilitamiento en sus paredes[1]. De forma aproximada se estudia el comportamiento de una arteria frente a presión interna; analizando los cambios en el interior de un material elastómero debido a deformaciones provocadas por un fluido.

Para representarlo, se ha buscado un método de estudio que asemeje lo que sucede en el interior de una arteria en condiciones que dan lugar a la aparición de aneurismas. Se busca crear un dispositivo funcional que permita comprender esta afección, para poder encontrar una solución y anticiparse a su reproducción.

Se desarrolla un dispositivo para estudiar el comportamiento de un globo elastómero sometido a una presión. En la Fig.0.1 se muestra el esquema del diseño experimental que estudia el comportamiento de una arteria, donde el material elegido que simula ser un vaso sanguíneo es un elastómero, por ser este, el material que puede comportarse de manera similar cuando hay un aumento de presión.

Se ha considerado el diseño esquemático de la Fig. 0.1 tratando de reproducir las condiciones reales a las que se puede ver sometida la arteria. El elastómero se une a los extremos del dispositivo permitiendo su inflado mediante presión interna. Los soportes en los extremos han sido diseñados de tal manera que permitan el movimiento a largo del eje axial, proporcionando a la probeta una elongación controlada, consiguiendo de esta manera los movimientos propios de una arteria cuando soporta el flujo de sangre. Esta representación será posible con la ayuda de dos motores, un dosificador de líquido y un Arduino, con el que se controla el proceso, se observa además las condiciones en las que trabaja el elastómero con la incorporación de un sensor, teniendo así la presión controlada en el interior del elastómero.

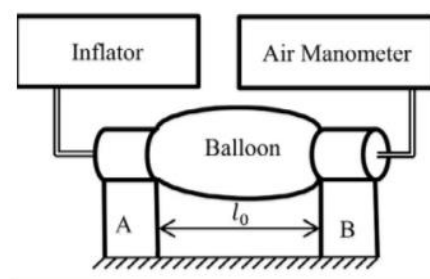


Figura 0.1. Representación experimento aneurisma[2]



## ABSTRACT

**Keywords:** Experimental design, elastomeric balloon, stretch, inflation, Arduino.

The present report belong to the experimental study of aneurysms. It is understood that an aneurysm is an irreversible dilation with a tendency to enlarge a segment of a blood vessel because of its weakened walls. Approximately, this report study the behavior of an artery in reaction to internal pressure; analyzing the changes inside an elastomeric material before a geometric variation caused by a fluid.

A method of study has been used to demonstrate what happens inside an artery, in conditions that lead the appearance of aneurysms. The aim is to create a functional device, which allows understanding this condition in order to find a solution, with this report, anticipate of the reproduction of the aneurysm could be possible.

A device is developed to study the behavior of an elastomeric balloon subjected to pressure. The circuit diagram of the experimental design which studies the behavior of an artery is shown in Fig.1. The material chosen in order to simulate a blood vessel is an elastomer. This material is the chosen one since it can behave similarly when there is an increase of pressure.

The circuit diagram designed in Fig.0.1 has been considered trying to reproduce the real conditions which the artery could be subjected. The elastomeric balloon is attached to the end of the device. This joining allows the elastomeric balloon can be inflated by internal pressure. The brackets at the end have been designed in such a way as to allow movement along the axial axis, providing to the specimen a controlled elongation, thus achieving the artery own movements when it supports the blood flow. This representation will be possible with the help of two motors, a liquid doser and an Arduino. Arduino will control the process. The working conditions of the elastomeric balloon are observed with the assembly of a sensor, thus having the controlled pressure inside the material.



## AGRADECIMIENTOS

Este proyecto, es en definición un proyecto individual, sin embargo, llevarlo a cabo sin la ayuda de muchas personas habría sido muy difícil, quiero, por tanto, agradecer a mis tutores, quienes me propusieron el proyecto y me animaron a llevarlo a cabo. A mis padres, por su ayuda y apoyo incondicional, acompañándome incluso a comprar materiales necesarios. Agradecérselo a mi novia María que ha aguantado todas mis quejas a lo largo del proyecto. A mi primo Jorge que siempre ha estado ahí para echarme un cable cuando era necesario.

Además, quiero hacer una mención especial a mis compañeros de la carrera, en especial a aquellos que empezaron siendo solo eso, compañeros, y ahora son amigos. Con el apoyo de todos ellos se ha hecho más fácil la carrera sin duda alguna.





## ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN .....	III
ABSTRACT.....	V
AGRADECIMIENTOS.....	VII
ÍNDICE DE CONTENIDO .....	IX
ÍNDICE DE FIGURAS .....	XIII
ÍNDICE DE TABLAS.....	XVII
1. MOTIVACIÓN. ....	19
2. OBJETIVOS.....	20
3. METODOLOGÍA.....	21
4. INTRODUCCIÓN.....	22
4.1 Historia: .....	22
4.2 Aneurisma.....	23
4.3 Tipos de aneurismas: .....	24
4.3.1 Según integridad de las capas de la pared .....	25
4.3.2 Según forma.....	25
4.3.3 Tamaño .....	26
4.3.4 Según localización .....	26
4.4 Causas.....	28
4.5 Tratamiento.....	29
4.6 Estado del arte.....	33
5. DISEÑO DEL EQUIPO. ....	40
5.1 Componentes .....	41
5.1.1 Nema 17.....	41
5.1.2 Soporte motor .....	42
5.1.3 Perfil ranurado .....	43
5.1.4 Arduino Uno .....	43
5.1.5 Drivers .....	44
5.1.6 Sensor .....	45
5.1.7 Jeringa .....	47
	IX

5.1.8	Elastómero .....	47
5.2	Diseño de Soportes.....	48
5.2.1	Soporte 1.....	49
5.2.2	Soportes 2 y 3 .....	49
5.2.3	Soporte 4.....	50
5.2.4	Soporte 5.....	50
5.3	Montaje.....	51
5.3.1	Ensamblaje de los componentes .....	51
5.3.2	Conexión de los componentes del circuito .....	53
5.3.3	Programación del dispositivo.....	55
6.	PRUEBAS.....	61
6.1	Ensayos.....	61
6.1.1	Ensayo A. Introducir estiramientos graduales en el elastómero después de haberse llenado .....	63
6.1.2	Ensayo B. Introducir fluido en el elastómero después de haberle proporcionado cierto grado de estiramiento .....	65
6.1.3	Ensayo C. Deformar el elastómero .....	69
6.2	Problemas y soluciones .....	71
7.	CONCLUSIONES.....	74
8.	LINEAS DE INVESTIGACIÓN FUTURAS .....	77
9.	MARCO REGULADOR .....	78
10.	ENTORNO SOCIOECONÓMICO.....	80
10.1	Presupuesto .....	80
11.	PLANIFICACIÓN TEMPORAL .....	83
12.	BIBLIOGRAFÍA .....	85
	ANEXOS .....	90
	ANEXO A. Códigos motores.....	90
	ANEXO B. Código sensor.....	91
	ANEXO C. Código completo. Ensayo A. ....	92
	ANEXO D. Código completo. Ensayo B. ....	95
	ANEXO E. Planos de los soportes. ....	99
	Soporte 1. ....	99



Soporte 2. ....	100
Soporte 3. ....	101
Soporte 4. ....	102
Soporte 5. ....	102



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 0.1. Representación experimento aneurisma[2] .....	III
Figura 4.1. Evolución aneurisma según Laplace[9] .....	23
Figura 4.2. Morfología de aneurisma[10] .....	24
Figura 4.3. Estructura de la arteria[11] .....	25
Figura 4.4. Diferencia entre arteria normal y aneurismática[20] .....	26
Figura 4.5. Aneurisma Aórtico Torácico[22] .....	27
Figura 4.6. Aneurisma cerebral[24] .....	27
Figura 4.7. Reparación abierta[32] .....	31
Figura 4.8. Reparación endovascular[35] .....	31
Figura 4.9. Historial presión-tiempo[45] .....	34
Figura 4.10. Evolución del elastómero[2] .....	35
Figura 4.11. Diferentes estados del globo tubular[2] .....	37
Figura 4.12. Ángulo de inflado[2] .....	38
Figura 5.1. Esquema del dispositivo experimental .....	40
Figura 5.2. Motor Nema 17 .....	41
Figura 5.3. Soporte motor .....	42
Figura 5.4. Perfil ranurado .....	43
Figura 5.5. Arduino .....	43
Figura 5.6. Driver .....	45
Figura 5.7. Sensor .....	45
Figura 5.8. Jeringa .....	47
Figura 5.9. Elastómero .....	47
Figura 5.10. Soportes .....	48
Figura 5.11. Soporte1 .....	49
Figura 5.12. Soporte 2 .....	49
Figura 5.13. Soporte 3 .....	49
Figura 5.14. Dimensiones perfil aluminio[50]. .....	49

Figura 5.15. Soporte 4.....	50
Figura 5.16. Soporte 5.....	50
Figura 5.17. Dispositivo completo.....	51
Figura 5.18. Perfil de aluminio .....	51
Figura 5.19. Montaje1 .....	52
Figura 5.20. Montaje 2 .....	53
Figura 5.21. Montaje 3 .....	53
Figura 5.22. Driver.....	54
Figura 5.23. Conexión de los motores con Fritzing .....	54
Figura 5.24. Conexión de un sensor en Arduino .....	55
Figura 5.25. Sketch inicial Arduino .....	56
Figura 5.26. Bobinado de un motor bipolar[52] .....	57
Figura 6.1.Elastómero elongado 3cm. ....	63
Figura 6.2. Gráfica Presión-Diámetro 1.....	63
Figura 6.3. Gráfica Presión-Diámetro 2.....	64
Figura 6.4 Gráfica Presión-Diámetro 3.....	65
Figura 6.5. Imperfecciones en el abombamiento del globo tubular.....	65
Figura 6.6. Evolución abombamiento del elastómero.....	66
Figura 6.7. Gráfica Presión-Diámetro $l'=3\text{cm}$ .....	67
Figura 6.8. Gráfica Presión-Diámetro $l'=5\text{cm}$ .....	67
Figura 6.9. Gráfica Presión-Diámetro $l'=7\text{cm}$ .....	68
Figura 6.10. Gráfica Presión-Diámetro $l'=11\text{cm}$ .....	68
Figura 6.11. Relación Presión- Diámetro en un elastómero deformado previamente para $l'=3\text{cm}$ . ....	69
Figura 6.12. Relación Presión- Diámetro en un elastómero deformado previamente para $l'=5\text{cm}$ . ....	70
Figura 6.13. Relación Presión- Diámetro en un elastómero deformado previamente para $l'=7\text{cm}$ . ....	70
Figura 6.14. Relación Presión- Diámetro en un elastómero deformado previamente para $l'=11\text{cm}$ . ....	71
Figura 6.15. Elastómero con $l'=0$ . ....	73



Figura 7.1.Elastomero estirado (a)..... 74

Figura 7.2. Elastómero estirado (B)..... 74

Figura 11.1. Gantt ..... 84





## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 4.1. Relación tamaño-rotura .....	23
Tabla 4.2. Clasificación tamaño aneurisma.....	26
Tabla 5.1. Características del Nema17.....	42
Tabla 5.2. Descripción Arduino .....	44
Tabla 5.3. Descripción Sensor .....	46
Tabla 10.1. Coste personal. ....	80
Tabla 10.2. Presupuesto .....	81
Tabla 10.3. Coste herramientas externas.....	82
Tabla 11.1. Planificación temporal. ....	83



## 1. MOTIVACIÓN

Los aneurismas son, hoy en día, una de las afecciones con mayor riesgo de mortalidad cuando se detecta de manera tardía. “El 90% de las personas que sufren una rotura de un aneurisma de aorta abdominal fallece”. Esta afección es aún más impactante si se tiene en cuenta que una vez provocada la ruptura, solo el 40% de las personas consigue llegar a un hospital [3] y, de las que lo consiguen, se salvan entre un 25-69%, colocando esta afección en la décima causa de muerte en personas mayores a 65 años. Aproximadamente el 5% de la población tiene algún aneurisma, pero pocos de estos llegan a romperse[4].

Es una afección asintomática, por lo que detectarla a tiempo es complicado. Es fundamental el desarrollo de nuevas investigaciones que ayuden a entender mejor el desarrollo de esta afección para prevenirlo en la medida que sea posible. Aún no hay criterios fiables para evaluar las probabilidades de ruptura, por lo que, para realizar un tratamiento satisfactorio, es de vital importancia la detección precoz de esta afección.

A esta afección también se le denomina el asesino silencioso, ya que, uno de los grandes problemas de los aneurismas es el desconocimiento de su existencia hasta que es demasiado tarde. En este trabajo se pretende iniciar una línea de investigación, mediante el diseño e implementación de un dispositivo experimental que permita obtener un conocimiento más profundo de cómo funciona internamente dicha afección, para poder tener un pleno conocimiento de las causas que lo producen, y recrear de alguna manera el proceso.

Se necesita comprender cómo el fluido que transcurre desde el interior hace aumentar el diámetro del vaso sanguíneo, hasta llevarlo a su límite elástico. La pared arterial se comporta de una manera compleja, ya que debe amortiguar las oscilaciones del flujo sanguíneo, consiguiendo así nutrir tejidos y órganos de sangre oxigenada[5]. Debemos estudiar cómo se comporta la aorta como material elástico, para así poder encontrar un material que disponga de sus condiciones y se comporte de manera similar al representar el aneurisma. En la diferencia existente en las propiedades entre arteria y elastómero radica la dificultad, debido a la necesidad de recrear un dispositivo cuyos datos de ensayo sean extrapolables a una aorta real. Con la finalidad de que, una vez tengamos el conocimiento de lo que sucede, en un futuro tener la capacidad para prevenir de manera satisfactoria los aneurismas y evitar el fallecimiento de personas debido a la rotura de estos.

En este estudio llevaremos a cabo experimentos, usando un material tubular elastómero de pared delgada, con el fin de ver la relación existente en el volumen del material al inducir una presión interna, y como varían estas condiciones al introducir una fuerza axial por medio de un estiramiento.

## 2. OBJETIVOS

Tal y como se muestra en el título, este trabajo se basa en el estudio experimental de un aneurisma. Para ello, este proyecto se centra en el diseño y montaje de un dispositivo preliminar que simule las condiciones de aparición de un aneurisma.

-Objetivo principal: Desarrollar un sistema automatizado con la ayuda de una placa Arduino, el cual, permita capturar el proceso de crecimiento de la inestabilidad en el material elástico, estando este sometido a presión interior. Este sistema permite, mediante unas secuencias programadas, la obtención de datos de las variaciones que se originen en el interior de un material elastómero.

Para llevar a cabo este proyecto se debe cumplir con una serie de requisitos:

- El circuito tiene que estar definido dentro de un presupuesto, por lo que es necesario la selección y compra de materiales de bajo coste.
- Diseño de un circuito que consiga asemejar las condiciones en las que se da un aneurisma.
- Capacidad de transporte de un fluido desde una bomba hasta el material que es objeto de estudio.
- Obtención de datos, gracias a un sensor de presión, que reflejen las variaciones en el interior del material.
- Conseguir la automatización del circuito.
- Debe estar diseñado de forma optimizada para facilitar ensamblaje, transporte y almacenaje.

### 3. METODOLOGÍA

Como se ha mencionado con anterioridad, este proyecto tiene como objetivo fundamental el diseño de un prototipo donde realizar un estudio experimental de aneurismas, por lo que se ha diseñado una metodología marcada al comienzo del trabajo. El flujo de tareas que se ha seguido para la conclusión de los objetivos se explica a continuación:

1. Diseño en papel del circuito sobre el cual se iban a llevar a cabo los experimentos y sobre el cual giraría el proyecto.
2. Búsqueda bibliográfica e investigación sobre cómo convertir el boceto en realidad.
3. Dimensionar los elementos que componen el circuito.
4. Búsqueda y elección de los materiales adecuados.
5. Entregar un presupuesto, de los materiales necesarios para construir el dispositivo, a los tutores del proyecto.
6. Estudiar las conexiones de los componentes del dispositivo.
7. Aprendizaje de lenguaje de programación necesario para conseguir controlar el sistema con Arduino.
8. Realizar programas para cada elemento que interactúa con Arduino de forma individual, logrando que el programa compile de forma correcta en la aplicación Arduino.
9. Diseño e impresión 3D de los soportes.
10. Montaje del circuito.
11. Pruebas de los códigos escritos en Arduino de manera física en el circuito.
12. Combinar los diferentes códigos de cada elemento, hasta obtener un único código.
13. Pruebas de funcionamiento del sistema completo.
14. Corrección de errores o problemas que surgen en las pruebas.
15. Recoger datos obtenidos del proyecto.
16. Elaborar la memoria del trabajo.

## 4. INTRODUCCIÓN

### 4.1 Historia:

Aneurisma procede del griego “aneurisma” que a su vez viene de “aneuyno” que significa ensanchamiento-dilatación. Aunque su existencia pasó desapercibida durante muchos años, la apreciación de este fenómeno tenía lugar en ocasiones especiales o a posteriori en autopsias, donde se observaba la dilatación existente en la aorta. Estas situaciones se han dado hasta hace dos décadas donde la irrupción de nuevos sistemas tecnológicos como ecográficas, resonancia o tomografías axiales, pueden dar un diagnóstico para su tratamiento, adelantándose al problema frente a las operaciones de urgencia, que se tenían que realizar debido al exceso de dilatación. Gracias a estos métodos podemos hablar de una expectativa de vida más alta.

La primera muestra de esta afección la encontramos en el papiro de Ebres (2000 A.C) donde se escribe acerca de este problema de origen traumático. Mas adelante Hipocrates de Cos (460-370 a C) trata la dilatación de los vasos sanguíneos.

El termino aneurisma como tal aparece en el siglo II con Galeno en Roma. Sus estudios, demostraron que en las venas circulaba sangre en lugar de aire, diferenciando a su vez entre venas y arterias. Lo descubrió al ver inflamaciones en los vasos sanguíneos de sus pacientes, cerciorándose entonces que eran acumulaciones de sangre, con alto riesgo de que pudieran aumentar provocando la ruptura.

El primer tratamiento constatado data del siglo III y se le atribuye a Antylus, quien realizó una ligadura proximal abriendo el vaso sanguíneo, extrayendo el contenido aneurismático y ligándolo posteriormente [6].

## 4.2 Aneurisma

Un aneurisma es una dilatación de forma irreversible, de un segmento de un vaso sanguíneo, con tendencia a aumentar de tamaño. Para que sea considerado aneurisma debe alcanzar un aumento de diámetro de al menos 50%. Si la dilatación es inferior al 50% se habla de ectasia. Los aneurismas más comunes tienen lugar en cualquier tipo de arteria, sin importar el tamaño de estas. Las arterias son vasos sanguíneos encargados de llevar el oxígeno desde el corazón hacia el resto de capilares del cuerpo, sus paredes son resistentes y además son muy elásticas, por lo que, para llegar a su ruptura tiene que darse un debilitamiento en la pared del vaso sanguíneo. Este debilitamiento puede ser causado por un traumatismo o por condiciones genéticas, provocando que la sangre ejerza una presión y genere un empuje hacia fuera formando un abombamiento en forma de ampolla. No todos los aneurismas son peligrosos, pero si se ejerce la presión suficiente para estirar la arteria y llegar a la ruptura de las paredes, se provoca una hemorragia que desencadena la muerte. Existe también la posibilidad de que aparezca un aneurisma pequeño con una velocidad de crecimiento baja y nunca llegue a romperse, mientras que puede darse un aneurisma grande con alto grado de ruptura [7][8].

El riesgo de ruptura aumenta a medida que aumenta el diámetro del aneurisma:

Tamaño	Riesgo de Rotura
< 4 cms	0.3%
4-4.9 cms	1.5%
5-5.9 cms	6.5%
6-6.9 cms	10%
> 7 cms	33%

Tabla 4.1. Relación tamaño-rotura

La ruptura de un aneurisma sigue la ley de Laplace, donde la tensión existente en las paredes depende proporcionalmente de la presión interna y del radio del vaso sanguíneo en cuestión, siendo inversamente proporcional al espesor de la pared. Una lesión o traumatismo que provoque una disminución del espesor de la pared, o un aumento del radio, implica un ciclo interminable, ya que, un aumento de tensión conlleva, según la ley de Laplace, una disminución de espesor y así sucesivamente. Este proceso, por norma general, acabaría en la ruptura.

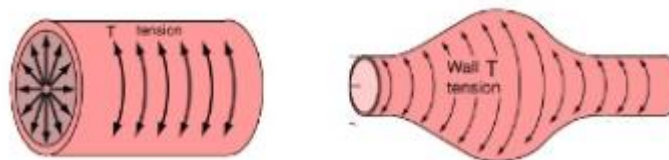


Figura 4.1. Evolución aneurisma según Laplace[9]

$$T = \frac{P * R}{e} \quad 4.1$$

Aneurisma según presiones:

- Ensanchamiento en los vasos sanguíneos o en partes del corazón.
- El radio del vaso sanguíneo aumenta y por consiguiente hay una distensión en la pared, en este momento se produce un aumento de la tensión en la pared para hacer frente a la distensión, finalmente se llega a la ruptura del vaso al no conseguir contrarrestar dicho efecto.

Tensión en la pared de un vaso sanguíneo:

- Fuerza contraria a que se produzca una distensión en la pared.
- La tensión depende de la presión existente en el interior y el diámetro del vaso.
- La aorta es el vaso con una dimensión mayor, por lo que tendrá mayor tensión que en los capilares.
- Los capilares presentan una presión superior a las venas.[9]

### 4.3 Tipos de aneurismas:

Un aneurisma puede mostrarse en números lugares y en diversas formas, sin embargo, se pueden clasificar según diferentes criterios.

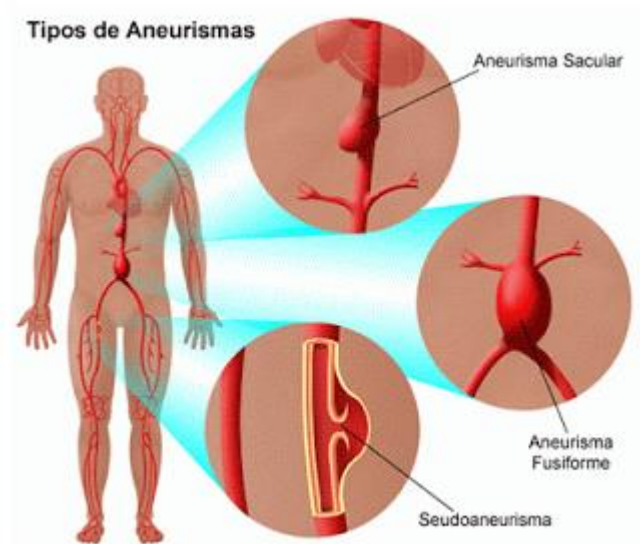


Figura 4.2. Morfología de aneurisma[10]



#### 4.3.1 Según integridad de las capas de la pared

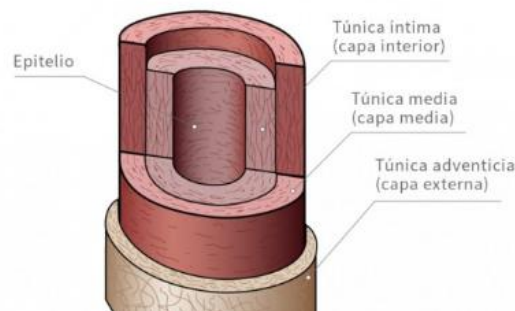


Figura 4.3. Estructura de la arteria[11]

- *Aneurisma verdadero*

Este tipo de aneurisma tiene lugar cuando se produce una dilatación en las tres capas vasculares que forman la arteria. El vaso sanguíneo se abomba completamente[12].

- *Aneurisma disecante*

Esta afección tiene lugar cuando se produce una rotura en la capa interna, quedando separadas la capa interna de la media, por tanto, la sangre fluye entre las dos capas, creando así una nueva vía de transporte sanguíneo mientras se va extendiendo la rotura a lo largo de la aorta. Esto puede llevar a la rotura de la aorta o a la reducción del flujo sanguíneo[13][14].

- *Pseudoaneurismas*

En un aneurisma verdadero existe una dilatación que afecta a las tres capas del vaso sanguíneo, sin llegar ninguna de ellas a romperse, sin embargo, en los pseudoaneurismas se produce una rotura en la capa interna, quedando la hemorragia contenida por la capa externa.[15]

#### 4.3.2 Según forma

- *Aneurisma sacular*

Este tipo de aneurisma es una dilatación del vaso sanguíneo en forma de globo, también llamado aneurisma “baya”, ya que se aprecia una especie de globo (o saco como su propio nombre indica) unido a la arteria mediante un tallo estrecho. Este tipo solo comprende algo del perímetro de la arteria por lo que una parte de la arteria es normal y la otra esta dilatada, localizado habitualmente en arterias cerebrales [16]. Este tipo es más común en personas adultas. Representa el 90% de aneurismas cerebrales [17]. Es un tipo de aneurisma que no presenta síntomas por lo que se detecta una vez alcanzada la ruptura.

- *Aneurisma fusiforme*

Este tipo de aneurisma se dilata ocupando todo el perímetro de la arteria, de forma que esta se ensancha en la zona más débil. Presenta variantes como el aneurisma cilíndrico o el anular. Su crecimiento se prolonga direccionalmente, siguiendo el vaso normal [18][19].

#### 4.3.3 Tamaño

Además de las clasificaciones explicadas, un aneurisma se puede agrupar según su tamaño.

Micros	Pequeños	Grandes	Gigantes
< 3mm	3-11mm	11-25mm	>25mm

Tabla 4.2. Clasificación tamaño aneurisma

#### 4.3.4 Según localización

Los aneurismas pueden presentarse en cualquier punto de un vaso sanguíneo, pero el punto más frecuente es la aorta. La aorta es el principal vaso sanguíneo, que sale del corazón y llega al abdomen, lugar donde se bifurca en dos vasos sanguíneos que llegan a las piernas.

- *Aneurisma Aórtico Abdominal (AAA):*

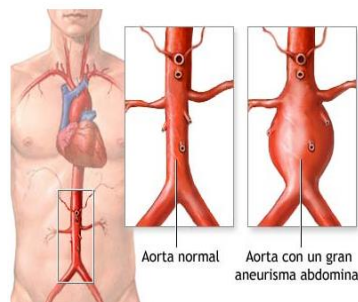


Figura 4.4. Diferencia entre arteria normal y aneurismática[20]

Esta afección se agrava con el paso del tiempo. Como su nombre indica se da en la zona abdominal. Suele localizarse bajo los riñones. Es la más común, se detecta como una masa pulsátil con dolor en la espalda y dolor constante en el abdomen. Una rotura en esta zona pondría en peligro la vida, debido a que se sitúa en una parte principal de la aorta, encargada de transportar sangre a todo el cuerpo. El riesgo de que un aneurisma se rompa aumenta proporcionalmente al tamaño del aneurisma, con un riesgo entre 1 y 2% con un diámetro inferior a 5cm y de un 20 a 40% a partir de 5cm. Son los que más riesgo tienen de rotura, al medir, por regla general, más de 7 cm [21].

- *Aneurisma Aórtico torácico (AAT):*

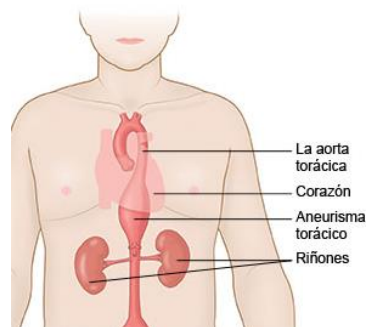


Figura 4.5. Aneurisma Aórtico Torácico[22]

Los aneurismas que se dan en esta zona se localizan en un área debilitada, en la parte superior de la aorta. Se clasifican según el lugar, -los de tipo A tienen lugar en la aorta ascendente, que comienza en el ventrículo izquierdo-, siendo estos los más frecuentes, especialmente en el punto donde la aorta sale del corazón. -Los de tipo B se localizan en la aorta descendente, que transcurre del cayado aórtico hasta el inicio de la zona abdominal, teniendo riesgo de rotura a partir de 6 y 7 cm [23].

- *Aneurisma cerebral:*

También se le puede designar con el nombre de aneurisma intracraneal o intracerebral[8]. En esta zona pueden formarse aneurismas de cualquier tamaño, y conlleva el desarrollo de un abombamiento localizado en los vasos sanguíneos, encargados de transportar sangre al cerebro. Puede ser producido por un defecto congénito o evolucionar en etapas tardías de la vida. Se puede presentar rotura y provocar derrame cerebral. La rotura del aneurisma más común está ubicada entre los tejidos que cubren el cerebro y el mismo cerebro, a lo que se le denomina “hemorragia subaracnoidea”. Los aneurismas cerebrales no suelen presentar rotura ni síntomas, son descubiertos en la realización de pruebas para otras afecciones.

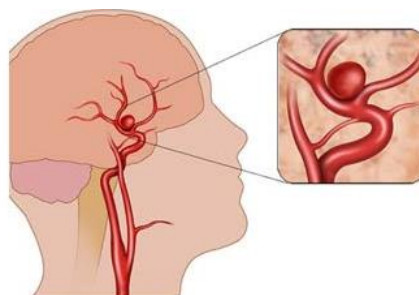


Figura 4.6. Aneurisma cerebral[24]

Otros tipos de aneurisma pueden ser:

- *Aneurisma ventricular:* Es una dilatación que se localiza en el ventrículo izquierdo, suele darse posterior a un infarto de miocardio.
- *Aneurisma de la arteria poplítea:* Situada detrás de la rodilla.
- *Aneurisma de la arteria mesentérica:* Localizado en el intestino.
- *Aneurisma de la arteria esplénica:* Localizado en una arteria del bazo.
- *Aneurisma periférico:* Localizado en vasos sanguíneos de las piernas, ingle o cuello.

#### 4.4 Causas.

No hay una causa concreta que explique la reproducción de esta afección, la fuerza con la que la sangre incide contra las paredes arteriales en combinación con daños existentes en las mismas puede ser una de las causas de aneurisma. Factores que pueden desencadenar un aneurisma son:

- *Enfermedad aterosclerótica*

A medida que la edad aumenta, las arterias pierden elasticidad. Esta enfermedad genera acumulación de placa, estrechando así las arterias, volviéndose más rígidas [25], y debilitando la pared arterial, provocando un incremento de la presión en el interior de la aorta, lo que puede causar un aneurisma, creando un abombamiento localizado.

- *Alta presión sanguínea*

La presión arterial es un factor considerado como uno de los causantes de un aneurisma. Como ya se ha mencionado en este documento, un aumento de presión siguiendo la fórmula de Laplace, provoca un aumento de la tensión en las paredes arteriales. Es por este motivo que, si la presión crece por encima del rango normal, puede provocar que los vasos sanguíneos se debiliten, aumentando con ello el riesgo cardíaco. Por este motivo, una presión mayor a la habitual pone en riesgo de aneurisma [26].

- *Genético*

Según las palabras del Instituto Nacional del Corazón, pulmones y sangre. “Aproximadamente 20% de aneurismas aórticos son de carácter genético” [27]. El hecho de que algún miembro de la familia haya tenido un aneurisma aumenta el riesgo de padecer esta afección, por heredarse genéticamente. Los aneurismas que se transmiten genéticamente con mayor asiduidad son los de tipo sacciforme múltiple. Estos aneurismas pueden ser congénitos, teniendo el aneurisma desde el nacimiento.

- *Sexo*

Las mujeres tienen el diámetro de la aorta menor al de los hombres. Es por esto, que presentan un mayor riesgo de rotura.

- *Malos hábitos*

Algunos ejemplos de malos hábitos, que provocan aumentos en la presión sanguínea, pueden ser: tabaquismo, consumir bebidas alcohólicas, o drogas.

- *Factores que influyen en el aumento de la tensión arterial*

Hipertensión arterial (afecta especialmente al favorecimiento de aneurisma aórtico abdominal), colesterol alto. Estas causas crean bloqueos de grasa y provocan que el corazón deba bombear sangre con más intensidad para suministrar a todos los órganos. Este aumento de presión conlleva un aumento de tensión, pudiendo herir las arterias, ya que, al aumentar la frecuencia de bombeo se pueden debilitar, o incluso, ensanchar los vasos sanguíneos. Para que una presión arterial se considere correcta debe ser inferior a 120/80 mm Hg de mercurio, por lo que una persona hipertensa deberá controlar su presión con 140/90 mm Hg, mientras que personas diabéticas tendrán controlar su presión en 130/80 mm Hg.

- *Otros factores de riesgo*

- Vasculitis: Provoca inflamación en los vasos sanguíneos.
- Presencia de un gen defectuoso.
- Problemas de salud, por ejemplo: endocarditis, coartación de la aorta, poliquistosis renal.
- Lesiones traumáticas.

#### **4.5 Tratamiento.**

Para todo diagnóstico de una afección primero es necesario conocer la existencia de dicha afección. Este reconocimiento ayuda si aparecen síntomas con los que poder especificar el procedimiento necesario para tratar la enfermedad y conseguir así un resultado satisfactorio. El problema con los aneurismas es que, raramente se experimentan síntomas, por lo que, la detección de este suele deberse a pruebas que se realizan para estudiar otras afecciones.

Si hay sospecha del aneurisma se deberá tomar la presión sanguínea en las arterias con el esfigmomanómetro, midiendo la presión, tanto en la sístole, donde se mira la fuerza con la que fluye la sangre cuando late el corazón, como en la diástole, donde se comprueba la fuerza del fluir de la sangre por los vasos sanguíneos cuando el corazón se relaja entre latidos.

La detección puede realizarse por diversos medios como pueden ser:

- Exploración del abdomen.
- Ecografía.
- Radiografía.
- Tomografía axial computarizada(TAC) [8][28]

El tratamiento de un aneurisma que no se ha roto es único. En ocasiones, si se detecta un aneurisma pequeño el paciente puede ser monitorizado periódicamente para evaluar el crecimiento o los primeros síntomas. Estos síntomas dependen de muchos factores como pueden ser: la zona en la que se localice el aneurisma, del tipo que sea, el tamaño, el riesgo de que se produzca la ruptura, la edad, historia genética del paciente, etc... Un aneurisma pequeño que se detecte de forma temprana puede incluso no necesitar tratamiento y ser controlado mediante un seguimiento rutinario, comprobando así, que dicha afección no empeora.

Los dos tratamientos principales son las medicinas y la cirugía.

#### 1. *Medicina:*

Si se ha localizado a tiempo un aneurisma con un tamaño inferior a 5 cm el riesgo de ruptura es bajo. El primer procedimiento es el control periódico de esta afección mediante el uso de medicamentos, intentando realizar así un tratamiento que evite la cirugía. Estos tratamientos se encargan de regular la presión arterial, relajar los vasos sanguíneos y la disminución de la presión arterial, en pacientes propensos a la hipertensión, evitando o reduciendo el riesgo de ruptura. Los medicamentos más comunes en estos casos tienen el nombre de bloqueadores o betabloqueadores los cuales intentan eliminar los depósitos de calcio [29]. También existen tratamientos para reducir el colesterol alto y factores que se encargan de obstruir y dañar las paredes de los vasos sanguíneos, eliminando así posibles desarrollos de aneurismas.

#### 2. *Cirugía:*

Se tratará el aneurisma mediante cirugía en los casos que: -las medicinas no resulten efectivas, al no regular o eliminar el aneurisma, -que se dé el caso de que dicho aneurisma se haya localizado a tiempo, pero se registre un crecimiento rápido (aumentando más de 1 cm al año), - riesgo de ruptura inminente al aparecer síntomas, hasta ese momento inexistentes, - disección.

Es recomendable en aneurismas aórticos el tratamiento quirúrgico con aneurismas que presentan un tamaño de 5,5 cm [30].

En la cirugía de aneurisma aórtico se pueden destacar dos procesos:

##### i) Reparación abierta abdominal o de tórax abierto:

La cirugía abierta, o convencional, es considerado el método estándar para estos casos, conlleva la reparación de un aneurisma localizado en la aorta, evitando la ruptura de este.

El método de intervención consiste en un corte en el abdomen, debajo del esternón, el reemplazo de la parte afectada de la aorta (el aneurisma) por un injerto de tela sintética y suturar la zona donde se ha realizado el corte. Esta intervención se realiza con anestesia general [31].



Figura 4.7. Reparación abierta[32]

*ii) Reparación endovascular:*

Este tratamiento es mínimamente invasivo, por lo que puede ser elegido por delante de la cirugía convencional. No se elimina el aneurisma, se introduce un injerto (conocido con el nombre de endoprótesis) en la aorta. Se guía un catéter desde la ingle, en la aorta femoral, hasta llegar al lugar donde se localiza el aneurisma. En ese punto exacto el injerto se expande, haciendo la función de pared arterial por donde fluye la sangre, por lo que, a partir de ese momento el flujo de sangre no entra en contacto con las paredes reales, las cuales estaban debilitadas y dilatadas [33][34].

La ventaja de esta técnica es que se efectúa sin la necesidad de abrir el abdomen como en el caso anterior. Este injerto repara y fortalece los vasos sanguíneos que han resultado dañados. Además de lo mencionado, también se puede reducir con este método la aparición de infecciones y cicatrices, entre otros problemas, por lo que, es mucho menos invasiva y, por tanto, recomendable para pacientes con alto riesgo quirúrgico.

Los inconvenientes que podrían tener esta técnica son: (a) las “endofugas” donde podría romperse la prótesis colocada. Esto sugiere la posibilidad de repetir este proceso más veces en la vida de un paciente o realizar una posterior cirugía abierta. (b) El coste de esta técnica es superior al de la cirugía abierta [12].

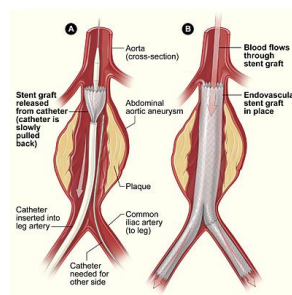


Figura 4.8. Reparación endovascular[35]



Si el aneurisma es torácico se recomienda la cirugía a partir de un tamaño superior de 6cm, mientras que, de tratarse de un aneurisma asintomático abdominal, se recomienda intervención quirúrgica con un tamaño que oscila entre los 4 y los 5 cm de diámetro. Si es inferior se recomienda su seguimiento periódico [36].

- ❖ A día de hoy nos encontramos con estas dos técnicas mencionadas para el tratamiento de aneurismas aórticos. Sin embargo, existe una tercera vía quirúrgica llamada endoscopia, que es una vía aún en desarrollo e investigación.
  - Cirugía de aneurisma cerebral.

En el caso de un aneurisma cerebral, el tratamiento recurrente es la neurocirugía. En esta técnica, se sutura el aneurisma por la base, de tal manera, que no pueda pasar la sangre por el aneurisma. Al ser una afección que no suele presentar síntomas, su tratamiento es una urgencia, ya que, es necesario cortar la hemorragia [37].

Las dos técnicas más utilizadas para el tratamiento de un aneurisma son:

- Grapado microvascular: Este método se basa en interrumpir el flujo sanguíneo que llega al aneurisma. La manera de interrumpirlo consiste en localizar el aneurisma abriendo una parte del cráneo. Una vez localizado, se separa el vaso sanguíneo por el que pasa el flujo sanguíneo hacia el aneurisma y como el propio nombre de la técnica indica, se grapa, impidiendo así, que llegue sangre a la zona afectada por el aneurisma, esta grapa se mantendrá de por vida en el vaso sanguíneo[16].
- Reparación endovascular: Técnica similar a la mencionada en el apartado anterior, donde, se introduce un catéter por la ingle, hasta la arteria, y de ahí, se lleva hasta el vaso sanguíneo del cerebro, lugar donde está situado el aneurisma. En el interior del aneurisma se introducen unos alambres y se envuelven en una malla, provocando que la sangre fluya por este tubo y evitando así la ruptura y el sangrado del aneurisma. Cuando un aneurisma se rompe, se emplea la cirugía para su tratamiento y en especial esta técnica de reparación endovascular [38].

Todo tratamiento está expuesto a riesgos que deben ser mencionados, en el caso de la cirugía como método para tratar un aneurisma puede tener riesgos como el dañado de otros vasos sanguíneos próximos a la afección o que el vaso sanguíneo reparado vuelva a sangrar con el paso del tiempo, pueden existir además factores que aumenten los riesgos, dichos factores pueden ser: la enfermedad coronaria, pulmonar, insuficiencia cardíaca o renal, tener una edad avanzada u otros problemas de salud.



#### 4.6 Estado del arte

Uno de los factores más significativos a la hora de producirse una rotura de aneurisma, provocando la muerte en el paciente, es el diámetro máximo que puede tomar la arteria. Este diámetro está supeditado al grado de elasticidad que disponga el vaso sanguíneo en cuestión. Para definir las características que conforman la pared de un vaso sanguíneo, así como la elasticidad de esta pared, se han realizado diversos estudios.

Estos estudios, realizados por diversos autores, confirman que la aorta es una arteria elástica, compuesta en su mayoría por elastina y colágeno, siendo la elastina más rígida que el colágeno, esto conlleva que su grado de ductilidad marque el grado de elasticidad de la pared del vaso sanguíneo, si este es sometido a pequeñas presiones, mientras que si es sometido a grandes esfuerzos, será el colágeno el que determine la elasticidad del material [39]. Con esta información se llega a la conclusión que según la cantidad de estos componentes se determina el módulo elástico de la pared, siendo los encargados de deformarse ante la aparición de un aumento de presiones. [5]

Si las paredes de los vasos no fueran elásticas, estas, enviarían la sangre al exterior a la misma velocidad que llega a ellos desde el corazón, una velocidad semejante a la velocidad del sonido. A cada contracción cardíaca, le sigue un aumento de presión, y, por consiguiente, las paredes aórticas se expanden, esto sucede a lo largo del día cien mil veces, aunque en ocasiones, debido a factores como pueden ser, -la edad o, -la diferencia de área entre secciones, entre otros, dan como consecuencia que la aorta comience a expandirse de manera incontrolable, debido a no poder soportar las pulsaciones, teniendo como resultado final la rotura, y provocando la muerte. [39]

Siguiendo en la línea del comportamiento mecánico de la pared arterial, se ha buscado la ecuación constitutiva que explicase dicho comportamiento, mediante resortes o elemento contráctiles, Holzapfel, definió un modelo válido no solo para la modelización del tejido arterial, sino también para el comportamiento de otros tejidos blandos [40].

Basándose en el comportamiento mecánico de la arteria, se han seleccionado materiales que sirvan para llevar a cabo ensayos realistas, donde el elastómero tubular se asemeje a dicho vaso sanguíneo. Se han centrado los estudios en torno a la deformación de membranas tubulares similares a la goma de pared delgada.

Al inicio se estudiaron materiales de comportamiento lineal elástico, donde se aplicaba la ley de Hooke, pero estos revelaban información errónea cuando se le aplicaba deformaciones mayores. Se utilizaron materiales similares al caucho, por comportarse de manera no lineal, el problema en este punto aparece al necesitar otra ecuación distinta a la ley de Hooke para relacionar el estrés y la tensión. Rivlin y otros autores introdujeron las bases para el estudio de grandes deformaciones en materiales elásticos. En 1984 Rivlin presentó un modelo donde muestra la energía de deformación para materiales isotrópicos e hiperelásticos [41]. Ogden (2004), al igual que Rivlin, también desarrolló la función de

densidad de energía libre, que permite reproducir el comportamiento mecánico del elastómero.

Los tubos cilíndricos siempre han sido empleados por su sencillez y versatilidad en muchos campos, reflejando las inestabilidades que se presentan en el interior, debido a introducir flujos a determinada presión[42]. Uno de los pioneros fue Mallock [43], quien mostró la diferencia entre un tubo de goma sin restricciones, donde el diámetro deformado guarda relación con el diámetro inicial, frente un tubo con restricción de movimiento con mayor presión interior, lo que da lugar a inestabilidades.

Por otra parte, cabe destacar también los estudios teóricos que se han realizado sobre el inflado de membranas elásticas. Existen algunos ejemplos de pruebas en membranas de geometría cilíndrica. Wineman [41], estudió la variación que sufría una membrana cuando era sometida a esfuerzos de inflado y estiramiento de forma simultánea.

Siguiendo con las pruebas de estiramiento, debido a una carga axial, e inflado de manera simultánea, Kyriakides y Chang [44], se centraron en un análisis más profundo, aportando ejemplos, estudiando de manera teórica y analítica el inicio y la propagación de inestabilidades en un tubo cilíndrico. Estos autores demostraron que es necesaria más presión para conseguir la primera inestabilidad localizada en un punto en el tubo de caucho provocando así un abombamiento, que la presión necesaria para expandir este abombamiento de forma axial. Además, muestran cómo este abombamiento varía al inducir una carga de tracción axial.

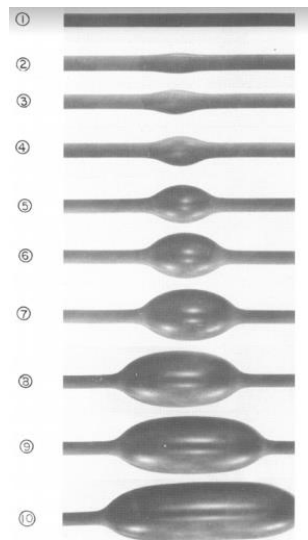


Figura 4.9. Historial presión-tiempo[45]

Chater y Hutchinson [46], ahondaron más en este procedimiento centrándose en la propagación de la inestabilidad en condiciones estables.

En la misma línea, Robert Benedict [47] realizó un estudio respecto la determinación de la presión límite en el alargamiento e inflado simultáneos de tubos elásticos no lineales.

Otro estudio[2], refleja cómo surgen inestabilidades en el balón tubular elastómero al recibir la presión e iniciar su inflamamiento, mientras que dicha inestabilidad-presión se puede reducir transmitiéndole un estiramiento en su dirección axial. Se pueden observar diferentes combinaciones en la *Fig.4.10*. Se puede observar como inicialmente, con un grado de estiramiento bajo, la presión aumenta inicialmente, disminuye y a continuación aumenta de nuevo, debido a la rigidez de tensión. Mientras que, con un alto grado de estiramiento inicial, la presión aumenta con el volumen.

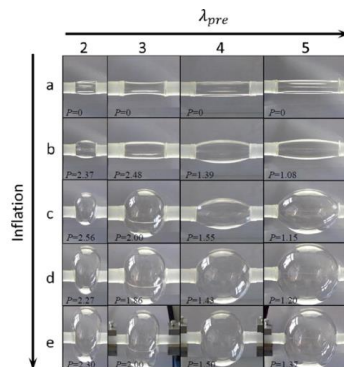


Figura 4.10. Evolución del elastómero[2]

Estudios más recientes se han realizado entorno al endurecimiento por tensión al inflar globos tubulares, Kanner y Horgan(2007) [48] se encargaron de estudiar los efectos de la rigidez de tensión en la inestabilidad en puntos límites cuando se lleva a cabo el inflado por medio de una presión interior en globos de pared delgada de materiales elásticos no lineales, centrándose en la rigidez que sufren estos materiales en respuesta a fuerzas de tensión-estiramiento. “Se muestra que para materiales con una extensibilidad suficientemente baja no se produce inestabilidad en el punto límite y, por lo tanto, se predice una inflación estable para dichos materiales.”

El globo elastómero tubular es empleado en el ámbito ingenieril como actuadores elastómeros y músculos artificiales [2]. Este estudio se centró en el efecto del pre-estiramiento en el comportamiento no lineal de los globos tubulares inflados, de longitud corta, debido a un aumento de presión en el interior de este. Se observa en este estudio la variación de forma de estos globos, viéndose un abombamiento no simétrico, en torno a los ejes. Se observa como el abombamiento irregular que sufre el globo tubular al ser inflado puede variar estirándose de forma axial.

- *Estudio analítico.*

Con la ayuda de los estudios citados anteriormente, se desarrolla la modelación de un globo tubular en [2].

Las ecuaciones de densidad de energía libre, donde se controla el elastómero tubular, se pueden obtener de:

$$\delta W(\lambda_1, \lambda_2) = \frac{\partial W(\lambda_1, \lambda_2)}{\partial \lambda_1} \delta \lambda_1 + \frac{\partial W(\lambda_1, \lambda_2)}{\partial \lambda_2} \delta \lambda_2 \quad 4.2$$

$$\delta W(\lambda_1, \lambda_2) = s_1 \delta \lambda_1 + s_2 \delta \lambda_2 \quad 4.3$$

❖ Donde:

$\lambda_1, \lambda_2$  son estiramientos axial y latitudinal.

Igualando ambas obtenemos →

$$\left( s_1 - \frac{\partial W(\lambda_1, \lambda_2)}{\partial \lambda_1} \right) \delta \lambda_1 + \left( s_2 - \frac{\partial W(\lambda_1, \lambda_2)}{\partial \lambda_2} \right) \delta \lambda_2 = 0 \quad 4.4$$

$s_1$  y  $s_2$  son tensiones nominales, las cuales, pueden obtenerse de la ecuación de la densidad de energía libre:

$$s_1 = \frac{\partial W(\lambda_1, \lambda_2)}{\partial \lambda_1} \quad 4.5$$

$$s_2 = \frac{\partial W(\lambda_1, \lambda_2)}{\partial \lambda_2} \quad 4.6$$

Una vez determinada la ecuación de la densidad de energía libre, adoptamos el modelo de Gent para describir la energía elástica.

$$W = -\frac{\mu J_{lim}}{2} \log \left( 1 - \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{J_{lim}} \right) \quad 4.7$$

❖ Donde:

$\mu$  Modulo de corte del material.

$J_{lim}$  Constante que define el estiramiento límite del material.

Introduciendo la *ecuación 4.7* en las tensiones nominales, obtenemos:

$$s_1 = \frac{\mu(\lambda_1^2 - \lambda_3^2)}{\lambda_1(1 - (\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3)/J_{lim})} \quad 4.8$$

$$s_2 = \frac{\mu(\lambda_3^2 - \lambda_2^2)}{\lambda_1(1 - (\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3)/J_{lim})} \quad 4.9$$

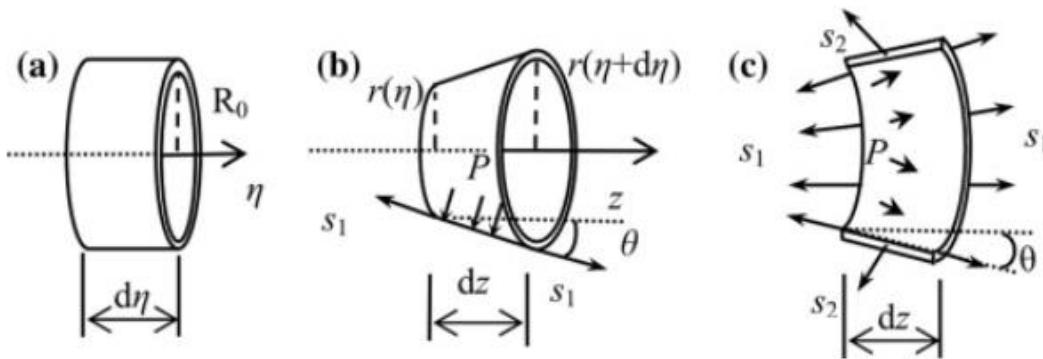


Figura 4.11. Diferentes estados del globo tubular[2]

En la *Fig 4.11*. se observan las dimensiones del globo tubular:

(a) en estado de referencia son: Longitud:  $dz = d\eta$ , Radio =  $R_o$ .

(b) en estado deformado, Longitud:  $dz = \lambda_1 d\eta$ . Radio cambia desde  $r(\eta)$  hasta  $r(\eta + d\eta)$

Las ecuaciones de equilibrio básicas para membranas se obtienen a partir de Rivlin y Adkins.

$$\frac{dz}{d\eta} = \lambda_1 \cos \theta \quad 4.10$$

$$\frac{dr}{d\eta} = \lambda_1 \sin \theta \quad 4.11$$

$$\lambda_2 = r/R_0 \quad 4.12$$

❖ Donde  $\theta$  es la pendiente tangencial de la membrana con respecto a Z

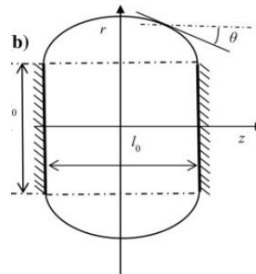


Figura 4.12. Ángulo de inflado[2]

A continuación según la figura (b) se realiza un equilibrio de fuerzas en el eje Z, para tener una relación entre  $S_1$  y P, de tal forma que se obtiene:

$$\frac{d}{d\eta} (H_0 R_0 s_1 \cos \theta) = \lambda_1 \lambda_2 R_0 P \sin \theta \quad 4.13$$

Teniendo esta relación se plantea el equilibrio de fuerzas en el sistema global, en la figura (c), donde el balance del elemento circular requiere de la tensión  $S_2$ .

$$\frac{d}{d\eta} (H_0 R_0 s_1 \sin \theta) + \lambda_1 \lambda_2 R_0 P \cos \theta = s_2 H_0 \quad 4.14$$

Combinando ambas ecuaciones se obtiene:

$$\frac{ds_1}{d\eta} = \frac{s_2}{R_0} \sin \theta \quad 4.15$$

$$\frac{d\theta}{d\eta} = \frac{s_2}{s_1 R_0} \cos \theta - \frac{\lambda_1 \lambda_2 P}{s_1 H_0} \quad 4.16$$

Las *ecuaciones 4.10, 4.11, 4.15, 4.16* son las que definen el globo tubular donde una presión provoca abombamiento.

Por otra parte el volumen y la fuerza del globo tubular, pueden obtenerse mediante estas ecuaciones básicas:

$$V = \int_0^{L_0} \pi r^2(\eta) d\eta \quad 4.17$$

$$F = 2\pi R_0 H_0 s_1 \cos \theta \quad 4.18$$

## 5. DISEÑO DEL EQUIPO

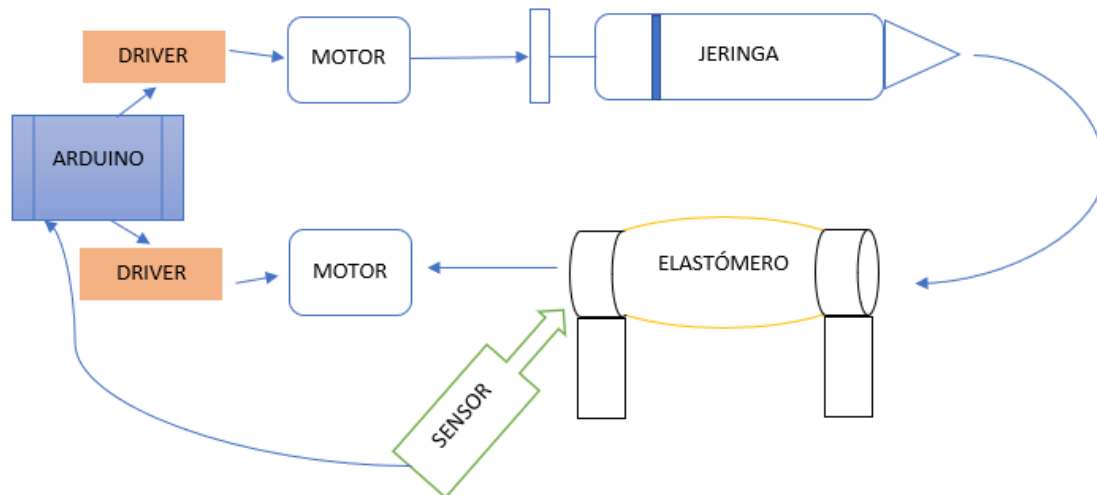


Figura 5.1. Esquema del dispositivo experimental

Para iniciar el proyecto se necesitaba de un medio para llevar un fluido (haciendo a su vez de vasos sanguíneos transportadores de sangre) hasta un material específico que hiciera de la zona del vaso sanguíneo en cuestión, donde simular un aneurisma. La simulación se consigue inflando el material mediante la introducción del fluido, y un estiramiento. Estas dos acciones permiten asemejar el comportamiento del vaso sanguíneo ante la aparición de un aneurisma.

Como se puede observar en la *Fig. 5.1*, este diseño puede ser válido para ensayar un material elastómero en forma de globo tubular. Este tipo de diseño permite introducir presión provocando un inflado del globo, así como inducir el elastómero a una fuerza de tracción en los extremos. Para realizar este experimento, el material elastómero se sujeta en sus extremos mediante dos fijadores al tubo, por donde circula el fluido. Estos quedan sujetos por dos soportes, uno de ellos fijo y el otro móvil, consiguiendo de esta manera el grado de libertad necesario para incrementar la longitud de la probeta.

El dispositivo se compone de, un controlador *Arduino*, el cual manda instrucciones a unos *drivers*, que proporcionan el movimiento a dos motores, que, a su vez, transmiten el movimiento girando solidario a una *varilla M8*. Uno acciona una bomba (*Jeringa*) para suministrar el fluido, de tal forma que, situada la jeringa sobre unos *soportes*, al girar la varilla, se crea un movimiento lineal de avance del soporte que sustenta al émbolo de la jeringa, haciendo que su avance, permaneciendo en todo momento los otros soportes fijos, extraiga el fluido de la jeringa, llegando al *elastómero* por medio de un *tubo*. El aumento de fluido en el interior genera una presión provocando el abombamiento del elastómero. El otro motor transmite un movimiento lineal al soporte móvil que sujeta el elastómero, procurando así un estiramiento del globo tubular. Los cambios de presión que tienen lugar en el interior del elastómero los marca un *sensor*.



La elección y dimensionado de los diversos componentes se detallan a continuación.

## 5.1 Componentes

### 5.1.1 Nema 17



Figura 5.2. Motor Nema 17

El motor es el encargado de generar el movimiento del dispositivo. Los motores transmiten el movimiento a los soportes gracias a la acción de unas varillas que giran solidarias a estos.

El Nema 17 es un motor que se alimenta con un voltaje de 12 V y posee una intensidad de 1.3 A. Es capaz de transmitir una potencia de 26Ncm. Tanto el amperaje como el par que es capaz de suministrar este motor son bajos, gracias a esto el precio de compra se reduce, en comparación con otros motores con más par. Se elige ya que las fuerzas utilizadas en este proyecto son mínimas. Es un motor paso a paso, aprovechando la gran precisión y control que ofrecen estos motores son ideales para los objetivos del proyecto, ya que necesitamos fuerzas pequeñas pero grandes precisiones. Los pasos se controlan conociendo el ángulo de rotación del motor, cuyo ángulo de rotación es de  $1,8^\circ$ . Sabiendo que una vuelta completa es  $360^\circ$ , tenemos que, para que nuestro motor de una vuelta completa necesita exactamente 200 pasos. Es un motor bipolar, con cuatro cables, dos polos positivos y dos negativos, los cuales irán conectados, por medio de una placa de inserción, a un easydriver explicado en el *apartado 5.1.5* de forma detallada. Para el dimensionado del circuito se obtiene que se trata de un motor cuadrado de 42 mm y 34 mm de largo, cuyo eje tiene un diámetro de 5 mm.

Descripción	
<b>Modelo</b>	42SHD0001
<b>Material</b>	Metal
<b>Dimensión</b>	42x42x34mm
<b>Angulo de paso</b>	1.8°
<b>Tensión nominal</b>	12V
<b>Corriente nominal</b>	1.3A
<b>Numero de fase</b>	2
<b>Par de retención</b>	26 Ncm
<b>Rotor de Inercia</b>	36g cm <sup>2</sup>
<b>Resistencia por fase 30Ω</b>	30Ω

Tabla 5.1. Características del Nema17

### 5.1.2 Soporte motor



Figura 5.3. Soporte motor

Una vez conocidas las dimensiones del motor, se elige un soporte donde pueda acoplarse correctamente al riel. Este perfil de aluminio es la base física en la que se asienta todo el dispositivo; y por donde se deslizan los soportes. Para una correcta fijación, era necesario que tuviera forma de L para anclar la base al riel y el eje del motor fuera paralelo al riel. Las dimensiones necesarias para continuar la elección del resto de materiales son, -la distancia entre centros de los agujeros de la base, necesario para escoger un perfil de aluminio con railes a la misma distancia, la cual es de 30 mm, y, -la distancia de la base al centro del círculo, lugar donde se debe encontrar el eje del motor para acoplarse a una varilla M8.

### 5.1.3 Perfil ranurado

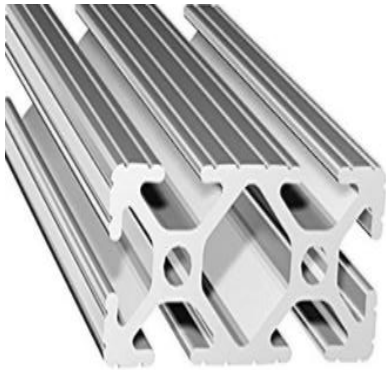


Figura 5.4. Perfil ranurado

Este perfil ranurado de aluminio es el escogido para funcionar de base, sirviendo de guía por donde se desplazan los soportes móviles, tanto el de la jeringa, para impulsar el fluido, como el encargado de traccionar el elastómero. El riel, debía disponer de dos guías, para el anclado de los soportes fijos y del motor. Las dimensiones de este perfil son de 60x30 mm, con una distancia entre agujeros de 30 mm, perfecta para fijar el soporte del motor Nema 17. La anchura de 60 mm, lo que permite que no se salga por los bordes el soporte (50 cm). Las guías del riel son de 8 mm de ancho y 10 de profundidad, dimensiones necesarias para la colocación de las tuercas fijadoras.

### 5.1.4 Arduino Uno



Figura 5.5. Arduino

El Arduino es una placa electrónica basada en un microcontrolador. Es la pieza fundamental de nuestro circuito, ya que, es el encargado de controlar los movimientos del sistema mediante la programación en C++ vía ordenador. El Arduino controla los giros de los dos motores, consiguiendo, por una parte, la extracción del fluido en el interior de la jeringa para controlar el inflado del elastómero, y estirando el elastómero mediante el movimiento lineal del soporte móvil, y por otra

parte recibe los datos del sensor de presión. Esta placa requiere una alimentación de 5V que le será suministrada por medio de un ordenador. Como hemos dicho esta placa es la pieza angular del proyecto en la cual están conectados tanto los drivers para controlar los motores como el sensor.

<b>Descripción</b>	
<b>Microcontrolador</b>	ATmega328
<b>Voltaje de funcionamiento</b>	5 V
<b>Tensión de entrada (recomendada)</b>	7-12 V
<b>Tensión de entrada (límites)</b>	1.8°
<b>Pines digitales I/O</b>	14
<b>Pines de entrada analógica</b>	6
<b>Corriente DC por I/O Pin</b>	40 mA
<b>Memoria Flash</b>	32 KB
<b>SRAM</b>	2 KB
<b>Velocidad de reloj</b>	16 MHz

Tabla 5.2.Descripción Arduino

### 5.1.5 Drivers

El objetivo de los drivers en el dispositivo es recibir las instrucciones del controlador Arduino y transmitir las a los motores Nema 17 para conseguir su giro y movimiento, y, por ende, el movimiento del sistema. Se encarga de adecuar la corriente y la tensión que deben llegar al motor. El potenciómetro que lleva incorporado el driver, es el encargado de regular la corriente si el motor no gira de la manera que debería, dotándolo si fuera necesario de más corriente para aumentar su fuerza y realizar el trabajo que el proyecto requiere.

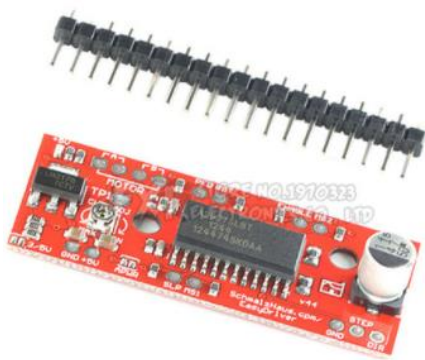


Figura 5.6. Driver

El driver escogido es un Easy Driver A3967, la elección de este driver se da por ser un controlador ideal para motores bipolares paso a paso, como es nuestro caso, al contar con un motor Nema 17, además de ser uno de los más sencillos de conectar vía Arduino. Este driver garantiza una fuente de voltaje entre 7-30V por lo que será alimentado por una batería externa de 12 V suministrando así la corriente que necesita nuestro motor. En comparación con otros drivers este es el más rentable calidad-precio, ya que, se comparó con un driver con mejores prestaciones como pudo ser el DRV8825. Sin embargo, su elevado precio hizo que se descartara como opción viable, puesto que, con unas prestaciones inferiores el proyecto puede funcionar de manera óptima, por lo que se optó por la opción más rentable económicamente.

### 5.1.6 Sensor



Figura 5.7. Sensor

El sensor es una pieza esencial en este proyecto, al ser el encargado de ofrecer las presiones del interior del material elastómero en Pascales. En concreto se trata de un transductor de presión, encargado de convertir los valores de presión en una señal eléctrica analógica.

En este proyecto se podría trabajar con aire o con un fluido. Se eligió que por prestaciones sería más fácil de controlar un fluido, por lo que para controlar la presión se escogió un sensor de presión hidráulico. Este sensor es capaz de ofrecer una precisión de 0-1.2 MPa, por lo que es más que válido para este dispositivo, teniendo en cuenta datos ofrecidos por los estudios del *capítulo 4.6* y el material escogido, el rango de presiones se encuentra en los KPa. Además, el voltaje a utilizar no supera los 5V, siendo así perfecto para utilizar en nuestro Arduino Uno, alimentado con 5V procedentes del ordenador. Cuenta con 3 cables conectados a la placa Arduino en los pines analógicos siendo el rojo para la corriente, el negro para la toma de tierra y el amarillo el que proporciona los datos pertinentes que aparecen en nuestro circuito, es decir, el dato que nos permite controlar el sistema.

Puede medir la presión del líquido/gas no corrosivo y la tensión analógica lineal de salida.

<b>Descripción</b>	
<b>Tensión de trabajo</b>	5.0 V DC
<b>Tensión de salida</b>	0.5-4.5 V DC
<b>Corriente de trabajo</b>	$\leq 10\text{mA}$
<b>Escala de presión</b>	0-1.2mpa
<b>La mayor presión</b>	2.4mpa
<b>Destruir la presión</b>	3.0mpa
<b>Rango de temperatura de trabajo</b>	0-85 grados Celsius
<b>Error de medición</b>	$\pm 1.5\%$ FSO
<b>Error de rango de temperatura</b>	$\pm 3.5\%$ FSO
<b>Tiempo de respuesta</b>	$\leq 2.0\text{ ms}$
<b>Salidas</b>	amarillo (datos),
	rojo (VCC),
	negro (GND)
<b>Longitud de plomo</b>	20 cm

Tabla 5.3. Descripción Sensor

### 5.1.7 Jeringa



Figura 5.8. Jeringa

Para hacer fluir el material se necesita una bomba que impulse el fluido hasta el interior del elastómero. Para ello se elige, como se ha explicado anteriormente, una Jeringa de tipo sanitario, cuyas dimensiones se escogen en base al recorrido que debía hacer el fluido en el interior de los manguitos y en el material. Así pues, se estimó un volumen de la jeringa de 50 ml, pudiendo el fluido completar el circuito de manera satisfactoria, además de tener volumen suficiente para realizar los ensayos requeridos, es decir, una vez recorrido el circuito quede fluido para inflar el material y provocar cambios de volumen y presión en el dispositivo.

Las dimensiones de la jeringa son importantes para el diseño de los soportes que van a sustentarla.



Figura 5.9. Elastómero

### 5.1.8 Elastómero

El elastómero es la pieza fundamental entorno a la cual gira todo el dispositivo, como se viene mostrando en este documento. El objetivo es simular un vaso sanguíneo en condiciones de aneurisma, para lo que se necesita un material que haga esta función. El tipo de material debía asemejarse a una arteria, y esta se comporta como un material hiperelástico cuando hay una presión en su interior. Partiendo de esta base, para el experimento se sigue el ejemplo de Bernal [49], y Kyriakides (1990)[44], utilizando

el material denominado Qualátex 160Q. Propiedades del látex, como su elevado grado de elasticidad, y firmeza, consiguiendo una alta adaptabilidad, confieren a este material unas propiedades idóneas para la aproximación a un vaso sanguíneo. El material de látex, por sus condiciones, debe soportar los esfuerzos a los que se le va a someter en el actuador, uno será el inflado por presión interna mediante un fluido, y el otro el esfuerzo al que será sometido mediante un estiramiento axial debido a una carga de tracción.



## 5.2 Diseño de Soportes



Figura 5.10. Soportes

En este apartado se detalla la función de cada soporte en el dispositivo. A partir del diseño anterior, con los materiales y sus dimensiones correspondientes, se crean unos medios para sustentarlos y dar funcionalidad al dispositivo. En primer lugar, se diseñan tres soportes con la finalidad de extraer el fluido de la jeringa. La disposición de los soportes para realizar este objetivo se observa en la *Fig.5.10*. En segundo lugar, se diseñan dos soportes donde alojar el elastómero, y que permitan realizar la parte experimental de estiramiento del material, al introducir una carga de tracción.

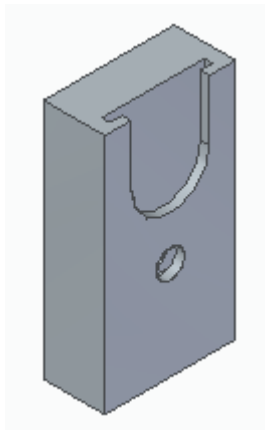
El diseño y modelado de los mismos se realiza mediante un programa CAD. En el proyecto se ha utilizado la herramienta informática Solid Edge.

Este programa CAD nos va a permitir diseñar piezas tridimensionales. Su elección se debe a su simplicidad y velocidad de modelado, que va acompañado de un gran control paramétrico. Una vez creadas estas piezas generadas en ficheros PAR, se exportan los archivos en ficheros STL, lo que permite abrirlas en un programa específico para poder imprimirlas en una impresora 3D -disponible en el Departamento de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras.

Para iniciar el diseño de las piezas son necesarias las medidas de la jeringa y de la varilla, que enlaza los soportes y por la cual se desplaza el primer soporte. En este soporte se introduce una tuerca hexagonal provocando así un efecto de pistón que empuja el fluido al exterior de la jeringa, utilizando para esta varilla y tuerca una métrica M8. Todos los soportes debían tener el agujero para ser atravesados por la varilla a la altura indicada por la distancia del riel al eje del motor Nema 17 anclado en el soporte motor.



### 5.2.1 Soporte 1



Este es el primer soporte que recibe el giro del motor, por medio de una varilla M8, e iniciará el movimiento deslizándose por el riel de aluminio. Para ello se diseña de manera que encajara a la perfección el extremo del embolo de la jeringa. Además, al tratarse de un soporte móvil, debía de tener un perfil en la base de modo que pudiera deslizarse por el riel, por lo que, no se diseñaron medidas para su anclaje como se ve en los siguientes soportes.

Figura 5.11. Soporte1

### 5.2.2 Soportes 2 y 3

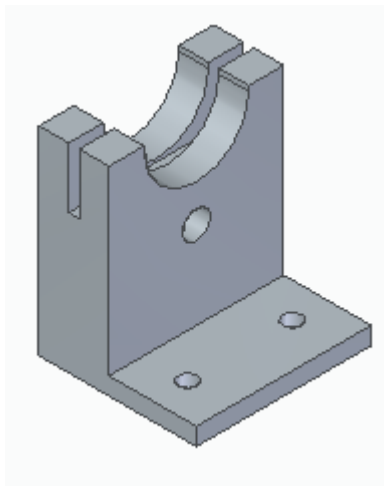


Figura 5.12. Soporte 2

Los soportes 2 y 3 son los encargados de sustentar el cilindro de la jeringa. Ambos son soportes fijos por lo que a la hora de diseñarlos la base debía ser de tal forma que pudiera fijarse al perfil de aluminio. Por tanto, se crean dos agujeros para realizar la fijación en el riel, es necesario conocer la distancia entre centros

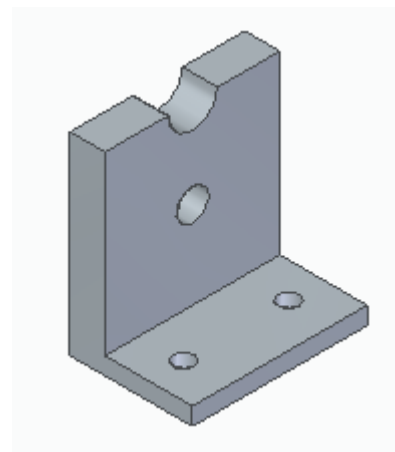


Figura 5.13. Soporte 3

y la anchura las guías del perfil de aluminio, mostrado en la *Fig. 5.14*, además de las dimensiones del cilindro y la boquilla final de la jeringa, lugar donde se colocará la jeringa junto con el maguito, por donde pasará el fluido hasta llegar al material.

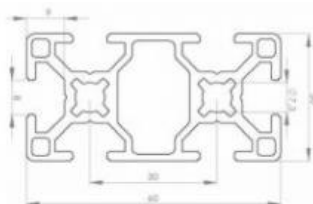


Figura 5.14. Dimensiones perfil aluminio[50].

Los soportes 4 y 5 se corresponden con los soportes que van a sustentar el elastómero que soporta la presión inducida por el fluido simulando cómo se desarrolla un aneurisma. Estos soportes al igual que los tres anteriores será atravesados por una varilla M8 y su base se encontrará en el riel de aluminio. Esta varilla girará gracias al segundo motor Nema 17.

### 5.2.3 Soporte 4

Este soporte, junto con el 5, se encarga de sustentar el elastómero, de tal forma que, el agujero de la parte superior es sensiblemente mayor al agujero inferior. Es por ello que, en el superior se aloja el tubo, en cuyo extremo se fija el elastómero, mientras que en el inferior irá alojada la varilla. El perfil, al igual que los soportes 2 y 3 está diseñado en L para fijar la base al riel.

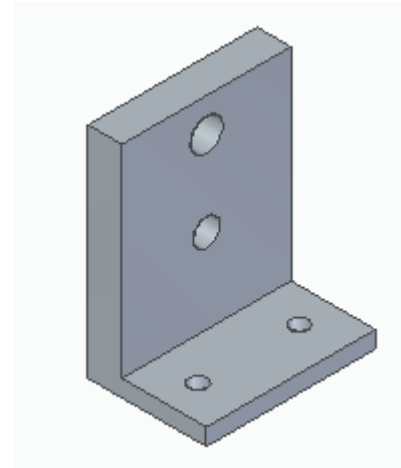


Figura 5.15. Soporte 4

### 5.2.4 Soporte 5

Este soporte al igual que el primero se corresponde a un soporte móvil. Se desplaza por el rail debido al movimiento transmitido por el motor a la varilla y esta al soporte, por medio de una tuerca hexagonal. Complementa al soporte 4, a la hora de sustentar el elastómero. En su agujero superior, se encuentra el tubo, unido al otro extremo del material. Su función es la de provocar el estiramiento en dicho material. Se ha dotado a este soporte de un agujero hexagonal para introducir así la tuerca de manera sencilla y poder incrustarla en el agujero inferior, lugar donde se alojará la varilla M8. Este soporte al igual que el primero disponen de un agujero hexagonal para introducir de manera correcta la tuerca.

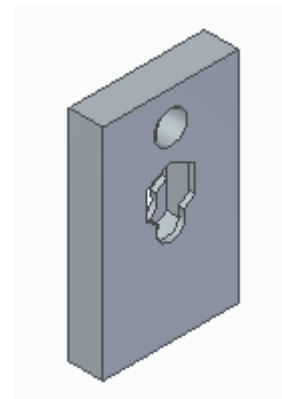


Figura 5.16. Soporte 5

### 5.3 Montaje

En este apartado se detallan los pasos a seguir para el ensamblado de cada componente del dispositivo, y la conexión con los elementos electrónicos, los cuales permiten tener un control sobre las inestabilidades que ocurren en el interior del material elastómero. La configuración marcada en el dispositivo puede verse en la *Fig.5.17*.

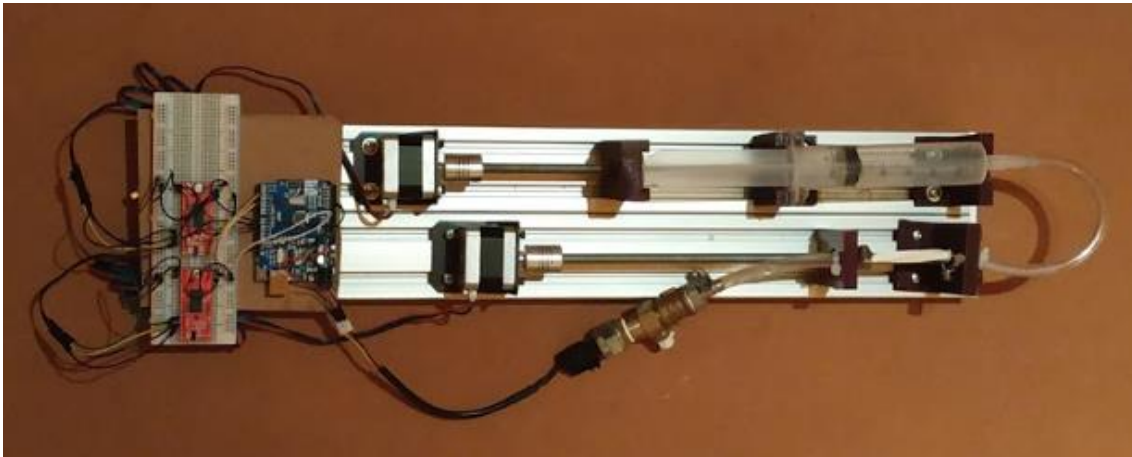


Figura 5.17. Dispositivo completo

#### 5.3.1 Ensamblaje de los componentes

A partir del perfil de aluminio de 1 m, se realiza un corte a la mitad, de tal forma que queden dos perfiles de 50 cm en paralelo.

Para establecer la longitud necesaria para la guía más larga, se analiza la longitud máxima que puede alcanzar cada proceso. En este caso la guía más larga se corresponde con la 1, al ser esta la que más elementos tiene. Esta guía sustenta a la jeringa, el motor y los respectivos soportes. La longitud final del perfil de aluminio consiste en la suma de todas las longitudes de los componentes, por lo que se mide la máxima longitud que puede alcanzar la jeringa, sumando tubo y émbolo completamente estirado, a esta medida se le añade las dimensiones del soporte del motor y un margen entre el soporte 1 móvil y el motor, cubierto por la varilla, la medida obtenida es de 50cm aproximadamente. Se decide cortar la guía 2 con la misma medición para tener una disposición simétrica y poder ensamblar las dos guías correctamente.



Figura 5.18. Perfil de aluminio

La función de este perfil es ejercer de base del dispositivo, sobre estos rieles tendrá lugar el desplazamiento de los soportes impresos en 3D. En la guía 1 se alojan los soportes correspondientes a la sujeción de la jeringa, los cuales sujetarán e impulsarán el émbolo de la jeringa para llevar el fluido hasta el globo tubular elastómero. En la 2 los correspondientes a sostener el elastómero.

La disposición de los soportes, como se muestra en la *Fig.5.19*, depende de las distancias requeridas en el dispositivo. Los soportes 1,2 y 3, soportan la jeringa, por tanto, se fijan en el riel, dejando el espacio necesario para introducir la jeringa, es decir, entre el soporte 2 y 3 se deja la distancia correspondiente a la longitud del tubo de la jeringa, 14 cm. La distancia entre los soportes 1 y 2 varía según la cantidad de fluido que se introduce, ya que, esta distancia corresponde al émbolo, por lo que, a mayor cantidad de fluido, más distancia habrá que dejar. En este caso para 50 ml, la longitud del émbolo es de 11cm. Por último, la separación de los soportes que sustentan el material, 4 y 5, depende del grado de estiramiento que tenga el material antes de iniciar el ensayo, la distancia inicial es la longitud del elastómero en reposo, 4cm.



Figura 5.19. Montaje1

A continuación, se incorporan las varillas y los motores. Estas varillas consiguen transmitir el movimiento del motor a los soportes móviles. La fijación de los motores está marcada por la longitud de las varillas.



Figura 5.20. Montaje 2

Finalmente se introducen los elementos claves para realizar el experimento. El circuito cerrado. Este circuito se compone de: Jeringa-Tubo-Elastómero-Purgador-Sensor.



Figura 5.21. Montaje 3

### 5.3.2 Conexión de los componentes del circuito

Una vez ensamblados los componentes impresos, se procede a la automatización del dispositivo para realizar el experimento.

En esta parte se describe la conexión de los elementos electrónicos que dirigen el movimiento del dispositivo.

Inicialmente se procede a la conexión entre los motores y la placa Arduino. Esta conexión se realiza mediante el driver A3967. La unión entre los drivers y la placa controladora Arduino se efectúa a través protobard. En esta placa de conexión se realiza la continuidad de electricidad entre los distintos elementos electrónicos, conseguida mediante la inserción de todo el cableado, proveniente de cada terminal.

Para iniciar el cableado del motor se debe comprender el funcionamiento del EasyDriver y cuáles son las partes imprescindibles que hay que cablear para que el motor pueda moverse. Las conexiones lógicas imprescindibles son las que se muestran en la Fig.5.22:

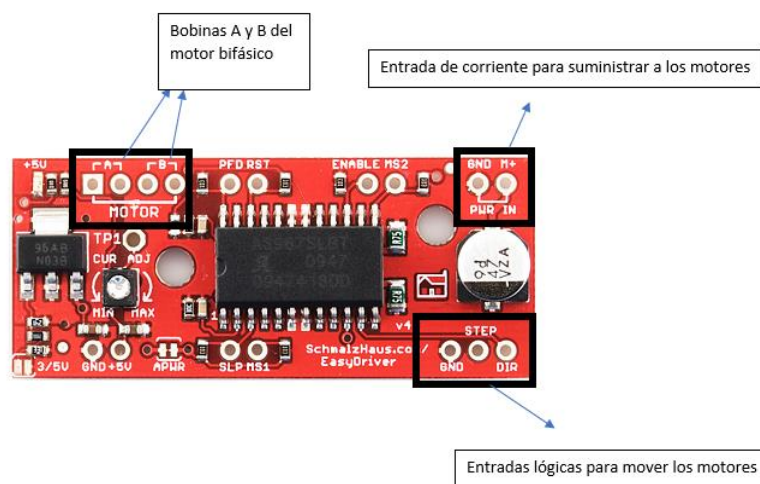


Figura 5.22. Driver

Una vez con los conocimientos necesarios, se procede al cableado de las conexiones imprescindibles. Mediante la aplicación informática *Fritzing*, en la cual, partiendo de una protoboard, se pueden elegir los componentes que se van a utilizar, se comprueba la funcionalidad del circuito. Con esto se consigue obtener una idea clara de la distribución que se va a llevar a cabo. El esquema resultante se observa en la Fig. 5.23.

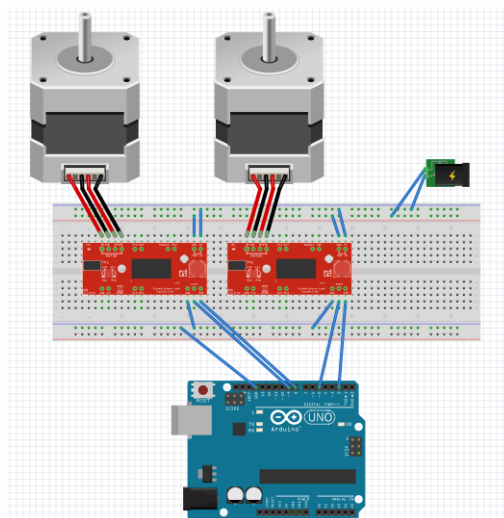


Figura 5.23. Conexión de los motores con Fritzing

Para tener un concepto general del funcionamiento se debe entender el sentido de actuación del dispositivo. El proceso, o flujo de corriente, se inicia en el ordenador, mediante la introducción de un código vía Arduino. Este código se transmite a los motores mediante unos drivers, por medio del cableado entre las entradas digitales de Arduino y las entradas lógicas de los EasyDrivers (DIR, STEP, GND). Estos drivers están conectados a los motores dotándoles así de movimiento.



El siguiente elemento que hay que conectar a nuestro circuito es el sensor de presión:

Del apartado de materiales se puede ver en la especificación técnica que este sensor se compone de tres salidas:

-Salidas: {  
amarillo (datos)  
rojo (VCC)  
negro (GND)

Estas tres salidas se conectan directamente en la placa Arduino, sin necesidad de conectarlas por medio de la protoboard.

El cable rojo es el encargado de transmitir la corriente al sensor, por lo que, para saber la entrada de Arduino a la que hay que conectarlo hay que observar sus características, ya que la placa dispone de diferentes entradas de tensión. La tensión de trabajo corresponde a 5 Voltios, por lo que se conectará a la respectiva entrada de 5V en Arduino.

El cable negro es el cable que debe tener toma de tierra (Ground) por lo que se conectará a cualquier entrada GND disponible en la placa.

Por último, el cable amarillo deberá ir conectado a una entrada analógica, en la cual el valor de la tensión varía constantemente, dependiendo del valor que transmite el sensor en dicho momento.

Por lo tanto, el cableado del sensor sería el siguiente:

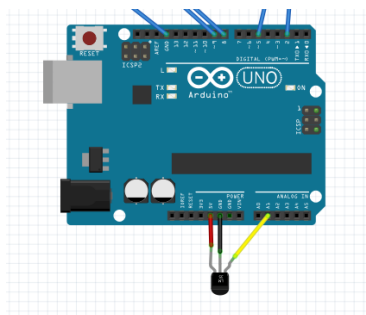


Figura 5.24. Conexión de un sensor en Arduino

### 5.3.3 Programación del dispositivo.

- *Arduino*

El funcionamiento de Arduino se basa, en una placa encargada de unir periféricos tanto a entradas como a salidas de un microcontrolador, consiguiendo el funcionamiento de los elementos externos gracias a un ordenador. Esta placa se puede programar a través de los sistemas operativos actuales Windows, Linux o MacOS.

Arduino está compuesto por:

1. Conexiones de entrada: Son las conexiones a través de las cuales a Arduino le llegan los datos de elementos ajenos que conectamos a la placa.
2. Microcontrolador: Dispone de circuitos donde el usuario introduce unas instrucciones utilizando el lenguaje de programación. Es el encargado de procesar los datos y dirigir las operaciones, toma los datos recibidos por el exterior y ejecuta la acción mediante el lenguaje de programación *open source*, guiado por los parámetros introducidos por el usuario, ofreciendo así una respuesta a la entrada de datos.
3. Conexiones de salida: Transmiten la información de Arduino a elementos externos. Según las ordenes introducidas por el usuario, y gestionadas por el microcontrolador, se ofrece una respuesta, que es emitida por medio de estas conexiones, conectándose así con los elementos externos que se deseen activar, como pueden ser pantallas o motores...[51]

En la placa Arduino de este proyecto se introducen los códigos de los motores y del sensor de presión.

Para nuestro proyecto se escogió precisamente el microcontrolador Arduino Uno, ya que es un software libre de programación, por lo que encontramos infinidad de códigos y de ejemplos en la web, con los que se puede automatizar cualquier proceso. Existen librerías hechas por terceras personas, las cuales se pueden utilizar y modificar libremente, de manera que esta abstracción de códigos nos facilita la programación una vez introducidos en nuestro propio Sketch (proyecto o programa de Arduino).

Este proyecto se lleva a cabo con la programación mediante Arduino partiendo de lo más básico. Una vez descargado este software libre, se analiza cómo introducir las variables y su definición como elementos de entrada o de salida.

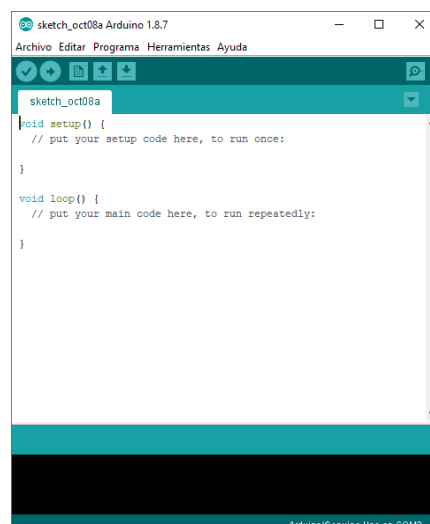


Figura 5.25. Sketch inicial Arduino



Como se observa en la *Fig.5.25* al iniciar el software se nos ofrecen automáticamente dos funciones por defecto, imprescindibles para que el sistema funcione:

1. `Void setup()` : Esta parte es el lugar en el cual vamos a definir las variables y vamos a definir los pines de la placa en la que se han conectado los elementos externos como pines de entrada o salida. Como su nombre indica “setup”, en esta parte se va a recoger la configuración de todo nuestro programa, por lo que cualquier variable que vaya a ser utilizada en nuestro programa deberá inicializarse en *void setup*. Esta función sólo se escribe una vez en todo el programa y será al inicio de este. Es necesaria su escritura incluso no existiendo nada que declarar.
2. `Void loop()`: En esta parte se tiene el programa que se quiere ejecutar. Esta función lo que hace es realizar la acción programada en bucle, de tal forma que, por ejemplo, un motor gire de manera infinita.

- *Movimiento de un motor en Arduino*

La programación del código para iniciar el movimiento de los motores se basa en conocer el motor Nema 17. Como se ha explicado anteriormente es un motor paso a paso bipolar que consta de 4 cables, dos cables por bobina, como podemos observar en la *Fig.5.26*.

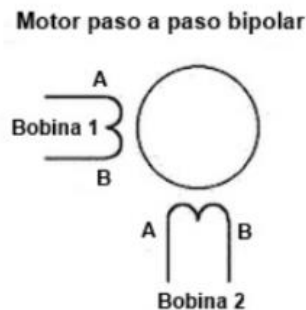


Figura 5.26. Bobinado de un motor bipolar[52]

Para lograr el movimiento del eje del motor y controlar su posición exacta, será necesario generar una excitación en las bobinas invirtiendo la corriente en unas secuencias específicas.

La forma en la que Arduino, por medio de los drivers, consigue mover los motores se lleva a cabo a través de pulsos. Cada pulso provoca un giro acorde al ángulo de paso del motor. Teniendo en cuenta que, como se ve en el apartado de características del motor Nema17, este tiene un ángulo de paso de  $1.8^\circ$ , cada pulso hará girar el eje del motor  $1.8^\circ$ .

Las conexiones lógicas de los drivers necesarias para mover el motor, indicando sentido de giro y los pasos que se deben efectuar, son los pines STEP y DIR, además del pin GND, sin embargo, este último no necesita ser declarado.

El sentido (DIR) que realiza un motor está en función de la posición del respectivo pin, teniendo estos dos valores: (a) LOW, donde el motor gira en sentido antihorario, o (b) HIGH, girando este en sentido horario. Los pasos (STEP) que efectúa el motor se consiguen invirtiendo de manera continua la corriente para mover las bobinas. El motor recibe los pulsos recibiendo los datos HIGH y LOW de manera continua de forma alterna.

Para deslizar el Soporte 1 de manera que se aleje longitudinalmente del motor, o lo que es lo mismo, que realice la acción de empuje del émbolo de la jeringa, expulsando así el fluido del interior hacia el tubo de PVC, es necesario rotar el eje del motor en sentido horario por lo que hay que seleccionar una dirección de giro en valor HIGH. Mientras que, para que el Soporte 5 se desplace longitudinalmente a lo largo del riel hacia el motor, provocando el estiramiento del elastómero, las bobinas del motor deben moverse para que el eje efectúe un giro en sentido antihorario, por lo que se deberá elegir una dirección con un valor en LOW.

❖ ¿Cuántos pasos tiene que efectuar un motor bipolar para dar una vuelta?

Como se ha dicho anteriormente, el motor Nema 17 utilizado en este proyecto tiene la característica de tener un ángulo de paso de  $1.8^\circ$ . Si, por cada pulso del motor (cada paso) se avanza  $1.8^\circ$ , teniendo en cuenta que una vuelta es  $360^\circ$  se llega a la conclusión de que se necesitan 200 pasos para que el motor gire un vuelta completa. Sin embargo, a la hora de conectar nuestro circuito y de introducir en el código un número de pasos igual a 200, nos encontramos con que el motor no llega a dar una vuelta completa. Para que el motor complete una vuelta con los 200 pasos como se ha calculado teóricamente, es necesario ajustar la resolución de pasos, incorporando en el cableado del circuito los pines del EasyDriver MS1 y MS2, de no implementar estas conexiones, como es este caso, cada paso se subdivide en una infinidad de micropasos. Es por esto que, al no seleccionar una resolución conectando MS1 y MS2, se establece, por defecto, que cada paso se subdivide en 8 micropasos. Con esta subdivisión se entiende que, para dar una vuelta real, los 200 pasos calculados deben ser multiplicados por la cantidad de micropasos, 8 en nuestro caso, quedando así un total de 1600 pasos para efectuar un giro de  $360^\circ$ .

- *Programación del sensor de presión*

A la hora de realizar la programación de este código, hay que tener en cuenta que Arduino recibe del sensor una señal analógica.

Para traducir los datos obtenidos por el sensor y mostrarlos en la pantalla, en unidades de presión, como pueden ser Pascales, es necesario introducir un sistema de ecuaciones. Este sensor viene sin un conjunto de datos, por lo que no se sabe la ecuación exacta. Por lo tanto, se utilizan las ecuaciones básicas. Se parte de conversiones desde los datos analógicos, que aporta el pin de datos analógico del sensor, a la ecuación final, la cual, ofrece el dato en Pascales.

Al conectar el sensor de presión a la placa Arduino, a la hora de programar dicho sensor, es necesario tener en cuenta el rango de lectura analógica que existe para el rango de voltaje. Arduino, según [53], tiene 6 canales y un ADC de 10-bit, por ello el rango varía de 0-1023 y entre 0 y 5V. El sensor en cuestión entrega, como se puede observar en las especificaciones, una tensión de salida de 0.5-4.5 V.

Teniendo un sensor que funciona en una presión que oscila entre 0-1.2 MPa, podemos convertir el valor que obtenemos por la entrada analógica de la placa Arduino a la presión real que se está introduciendo.

Para obtener la presión se realiza una conversión entre datos analógicos y valor en Pascales. La ecuación quedaría así:

Datos analógicos recibidos por el sistema  $\times$  Valor máximo de presión que devuelve el sensor / Valor de datos equivalente a 5 V

$$\begin{aligned} \text{Datos analógicos recibidos por el sistema} * \frac{1.2 * 10^6}{1023} \\ = \text{Datos de presión en Pascales} \end{aligned} \quad 5.1$$

A esta ecuación hay que restar el valor inicial que marca el sensor cuando la presión es nula y el sistema está en reposo. En el código del ANEXO B se observa de manera experimental el valor inicial analógico del sensor.

$$\begin{aligned} (\text{Datos analógicos recibidos por el sistema} - \text{Valor analógico inicial}) \\ * \frac{1.2 * 10^6 \text{ Pa}}{1023} = \text{Datos de presión en Pascales} \end{aligned} \quad 5.2$$

- *Mostrar datos en pantalla*

Para recibir la información del sensor en el monitor se necesita inicializar la variable `begin()`, para establecer la velocidad de datos en bits de segundos para la transmisión de datos en serie. El valor de datos predeterminado en el monitor serie de Arduino es de 9600 bits por segundo, por lo que es necesario definir en el módulo “setup” dicho comienzo con `→serial.begin(9600)` [54].

- *Código Arduino completo*

Una vez establecido el funcionamiento de cada componente, y la realización de la programación específica para cada uno, se procede al ensamblaje del código del sensor en el código del movimiento de los motores como se ve en los ANEXOS C y D.

## 6. PRUEBAS

### 6.1 Ensayos

Para el experimento se usa el material utilizado por Kyriakides (Qualatex 160Q), tal y como se mencionó en el *capítulo 5.1.8*. En este experimento se va a estudiar la relación presión-deformación como respuesta al inflado por medio de un fluido.

El dispositivo para ensayar el globo tubular elastómero funciona de tal forma que, en primer lugar, -el motor uno se activa girando un determinado número de vueltas, esto provoca un avance en la jeringa apoyada en los soportes, el soporte 1 avanza llevando el émbolo hacia delante, mientras que los soportes 2 y 3 permanecen fijos, propiciando la salida del líquido. Este líquido pasa a través del tubo PVC, que conduce el fluido hasta el material elastómero, confinado entre los soportes, 4(soporte fijo) y 5 (soporte móvil controlado por el motor 2).

La idea, por tanto, será:

1. Inicio de movimiento del sistema por medio del motor 1, permaneciendo en reposo el motor 2.
2. Se producen cambios en el elastómero, expandiéndose debido a la inflación, a medida que el fluido de la jeringa fluye, debido a la acción de giro del motor 1.
3. El motor irá recorriendo números determinados de vueltas. Se mostrará la presión a medida que se produce el abombamiento.
4. El motor 1 entrará en estado de reposo.
5. Este punto varía según el experimento que se lleve a cabo:
  - (a) Se quiere comprobar que la presión disminuye al estirar el material.
    - (i) Se acciona el segundo motor.
    - (ii) El accionamiento del motor 2 desplaza el soporte 5.
    - (iii) El desplazamiento provoca un estiramiento longitudinal del elastómero cargado de fluido a lo largo del eje Z.
    - (iv) Se reciben nuevos datos de presión ya que no se introduce fluido al estar el motor 1 en reposo, pero se produce un cambio de volumen en el material al ser sometido a esfuerzos de tracción.
    - (v) Finalmente, con la presión y diámetro del elastómero estabilizados, se somete al material a más presión introduciendo mayor volumen de fluido, y una última elongación.
  - (b) Observar la relación Presión - Diámetro del elastómero. Introduciendo el fluido para diferentes estiramientos:

- (i) Se inicia el motor 1 en sentido inverso. Este movimiento conlleva el retroceso de la jeringa, extrayendo el fluido del elastómero.
- (ii) El motor 2 se acciona. Se consigue, al igual que en el caso (a), un estiramiento del material. En este caso se estira el material a presión 0 Pa, al haberse retirado el fluido previamente.
- (iii) El motor 1 se activa. Ahora se introduce de nuevo el fluido en el elastómero estirado.
- (iv) Se repite el proceso introduciendo el fluido con varios estiramientos.

Para realizar los experimentos, se precisa el conocimiento de los parámetros que definen el dispositivo. Conociendo las dimensiones del sistema, se ejecutan los diferentes programas mediante Arduino.

Las dimensiones iniciales en estado de reposo son:

- Longitud inicial: El elastómero que va a ser objeto de estudio tiene una longitud de 4 cm.
- Diámetro: 0.6 cm
- Volumen: El volumen de fluido que debe salir de la jeringa hasta conseguir completar el circuito, es decir, para purgar el dispositivo e iniciar pruebas, es de 12ml.
- $l' = \text{Longitud del material estirado} - \text{Longitud inicial}$
- ❖ Las medidas que se realizan en los ensayos están sujetas a errores de medida según el tipo de herramienta utilizada:
  - Calibre para medir diámetros:  $D = \text{medida} \pm 0,1\text{cm}$ .
  - Sensor para medir la presión del sistema:  $P = \text{medida} \pm \text{medida} * 0,015$ .

### 6.1.1 Ensayo A. Introducir estiramientos graduales en el elastómero después de haberse llenado

Para iniciar las pruebas correctamente es necesario estirar el material. Inicialmente se prepara el elastómero con un estiramiento de 3 cm. A continuación, se muestra el elastómero con longitud de 7 cm.



Figura 6.1. Elastómero elongado 3cm

Este experimento consta de 3 procesos.

1. Se inyecta el fluido en un material elástico hasta llegar al diámetro límite indicado por el fabricante (2,54cm).

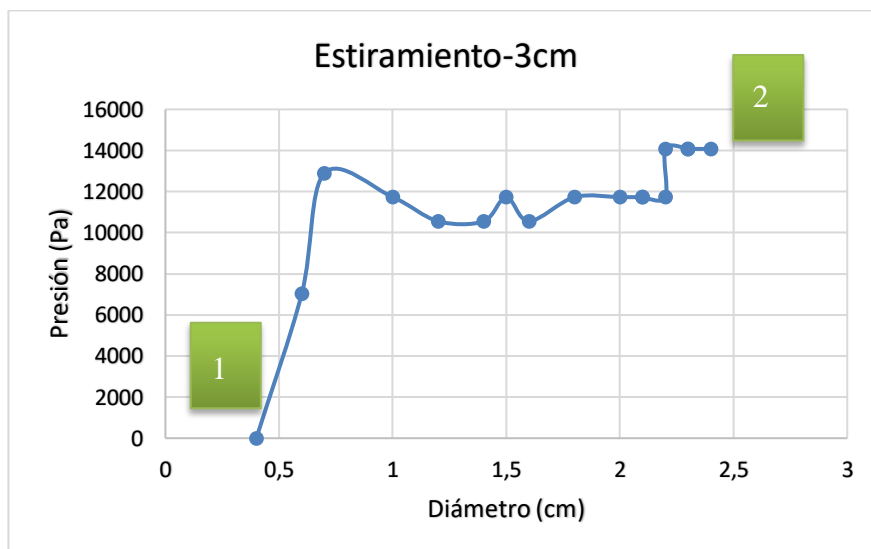


Figura 6.2. Gráfica Presión-Diámetro1

En este primer paso se puede ver como el elastómero presenta una fuerza de resistencia a la entrada de fluido. Esta resistencia provoca de manera repentina unas presiones altas. Una vez producida la deformación inicial, el globo pierde tensión, por tanto, se reduce la presión inicial. A partir de este momento comienza una subida de presión de manera controlada a medida que el diámetro aumenta. Finalmente se registra un aumento de presión cuando el material llega al diámetro máximo.

2. Se introduce en él elastómero una fuerza de tracción. Se estira una  $l'=11\text{cm}$ .

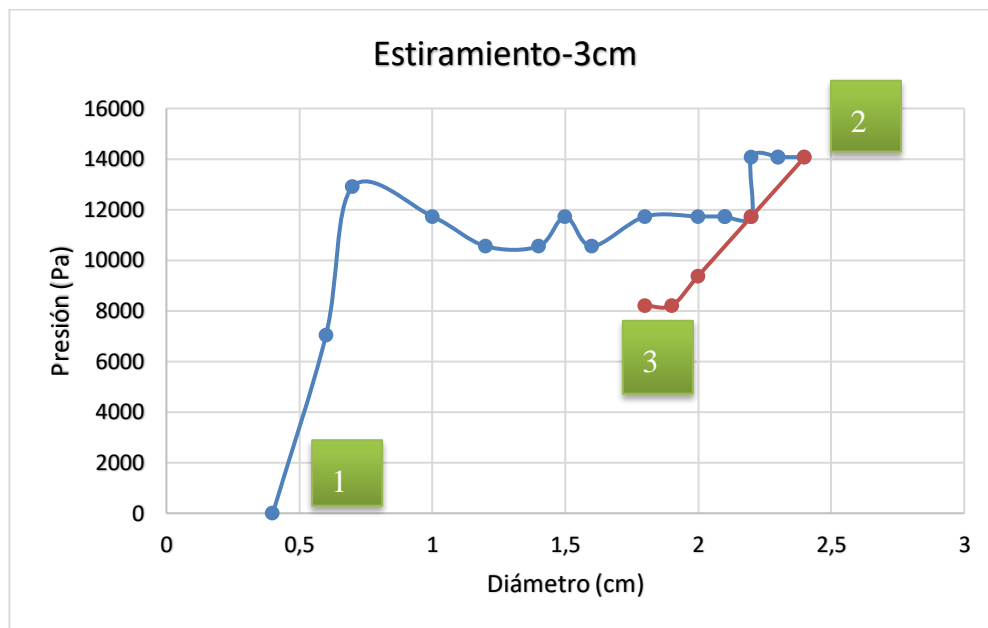


Figura 6.3. Gráfica Presión-Diámetro 2

Este proceso se toma a partir del proceso 1. Consiste en estirar el material. Se consigue con esto un aumento de volumen en el sistema, por tanto, al no introducir en este proceso más fluido, se produce una caída de presión. La caída de presión se acompaña por una reducción del diámetro.

3. Finalmente se introduce otro ciclo, es decir, se introduce fluido, abombando más el elastómero y se tracciona el material 1cm.



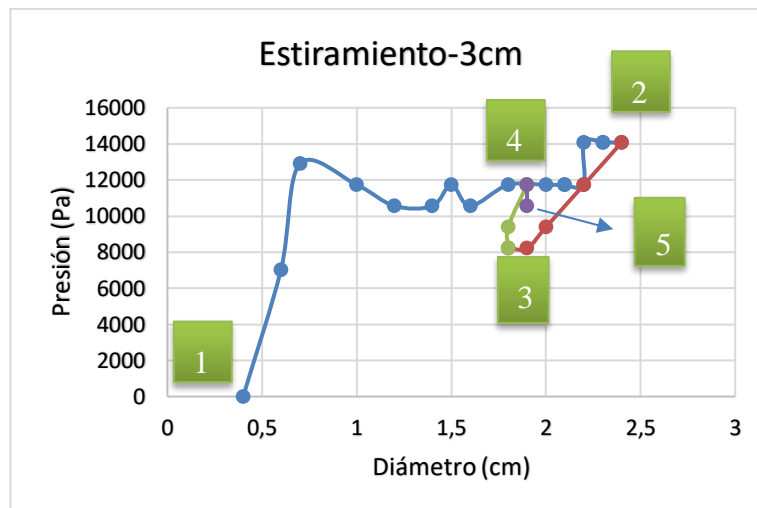


Figura 6.4 Gráfica Presión-Diámetro 3

En este último proceso, continuando los procesos anteriores, se observa como la presión aumenta del punto 3 al 4, y disminuye de punto 4 al 5, según se produzca el inflado por medio del fluido o fuerza de tracción respectivamente. A pesar de esta variación de presión se observa cómo el diámetro permanece prácticamente invariable. Esto se debe a que, al estirar el material, se aumenta el volumen. Sin embargo, este nuevo volumen presenta resistencia al fluido, quedando esta parte sin apenas fluido, como se observa en la Fig.6.5, esta parte será la que se infle con la segunda inyección de fluido, estabilizándose el sistema. Con la estabilización el fluido se reparte equitativamente.

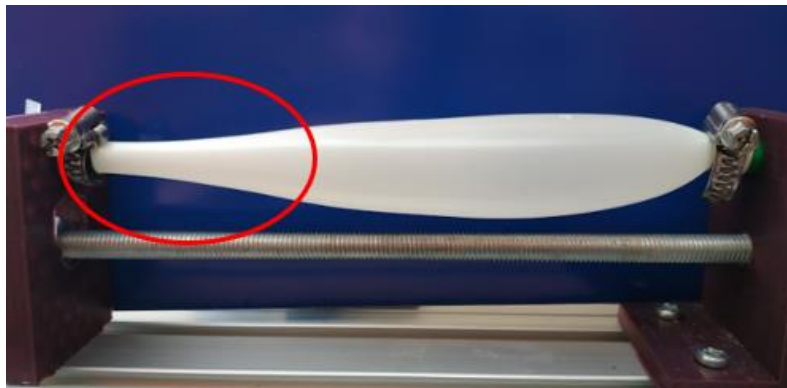


Figura 6.5. Imperfecciones en el abombamiento del globo tubular

### 6.1.2 Ensayo B. Introducir fluido en el elastómero después de haberle proporcionado cierto grado de estiramiento

Al igual que en el experimento anterior se sitúa el material en una  $l' = 3\text{ cm}$ , es decir con una longitud de 7 cm. A partir de este momento, como se ha explicado en 6.1, el motor 1 comienza a girar, consiguiendo que el fluido se introduzca en el material. A medida que la presión aumenta en el dispositivo, se consigue un aumento de diámetro.

Evolución del abombamiento en función del fluido que entra en el interior para un estiramiento de 3cm.

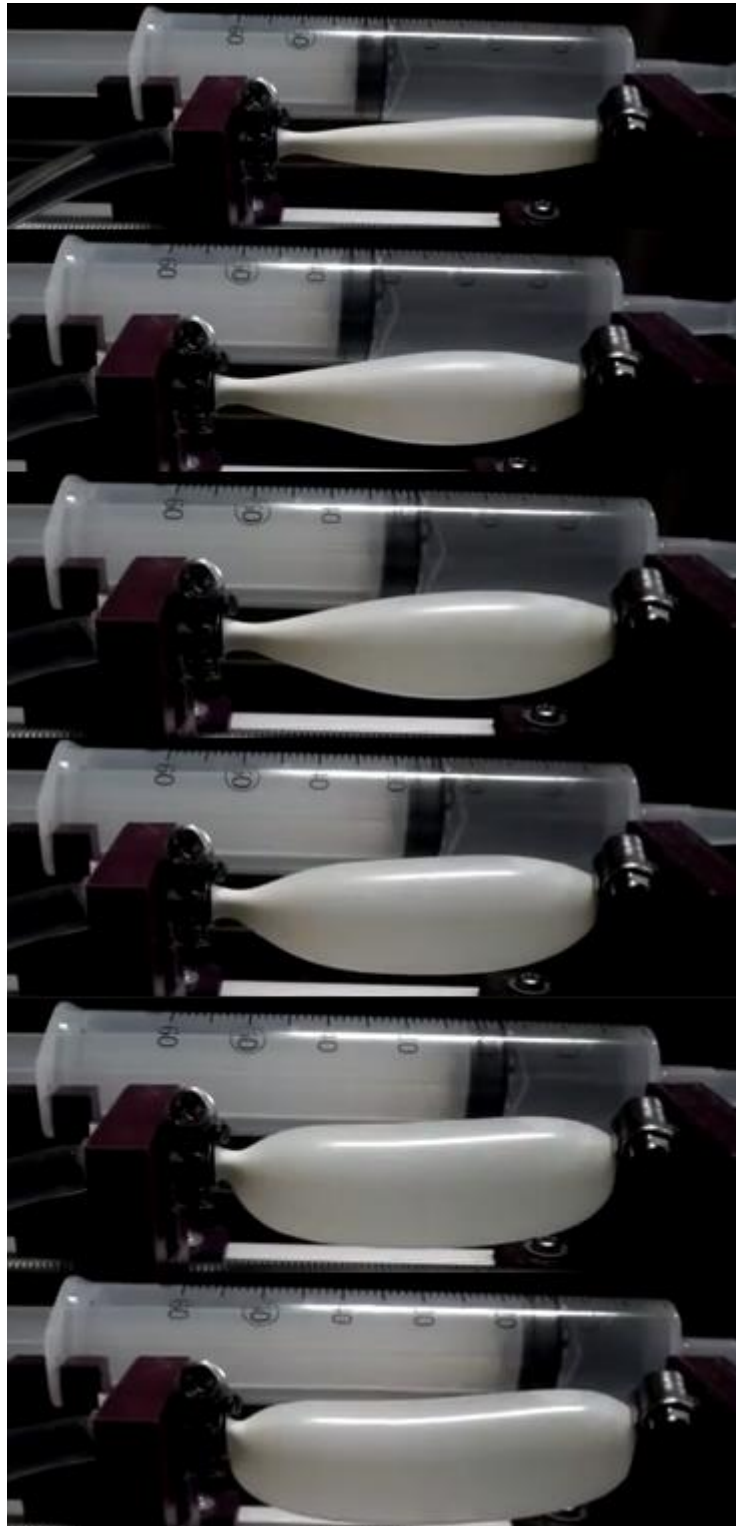


Figura 6.6. Evolución abombamiento del elastómero

La relación Presión-Diámetro correspondiente a la evolución anterior se observa a continuación.

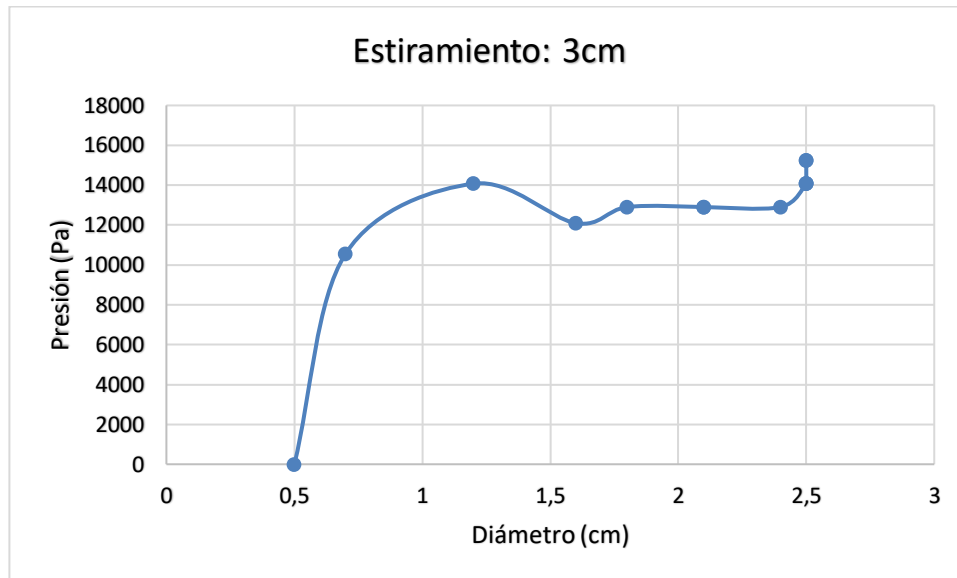


Figura 6.7. Gráfica Presión-Diámetro  $l'=3\text{cm}$

Al iniciarse el ensayo el globo tubular realiza una expansión de manera abombada, a medida que la respuesta del elastómero se vuelve más rígida, es más sencillo que la inestabilidad inicial se desarrolle axialmente en lugar de diametralmente. La inestabilidad se desarrolla axialmente en estado estacionario, es decir, a una presión constante

Se realiza el mismo procedimiento que el experimento anterior para mayores estiramientos, obteniendo las respectivas curvas Presión-Diámetro del material con  $l'=3,5,7$  y  $11\text{ cm}$ .

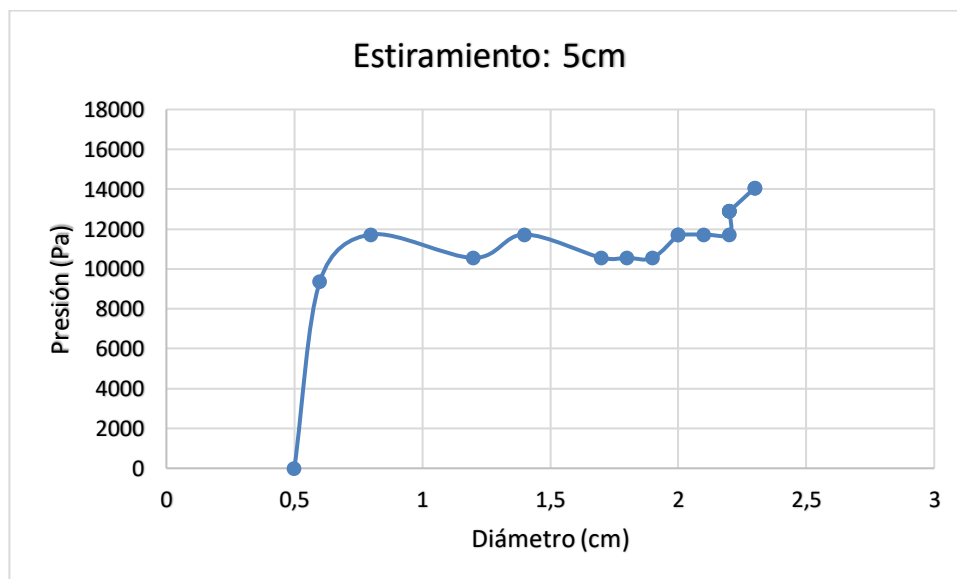
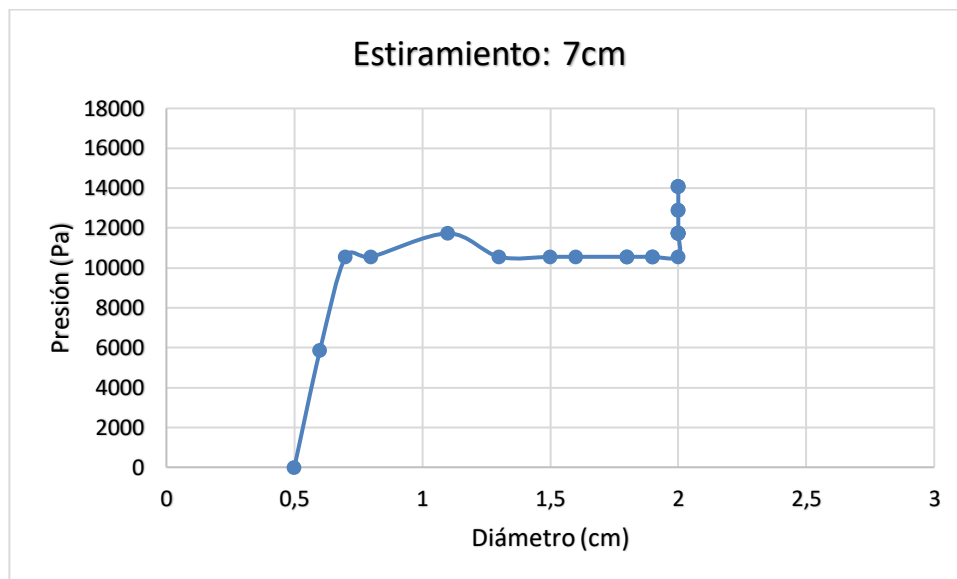
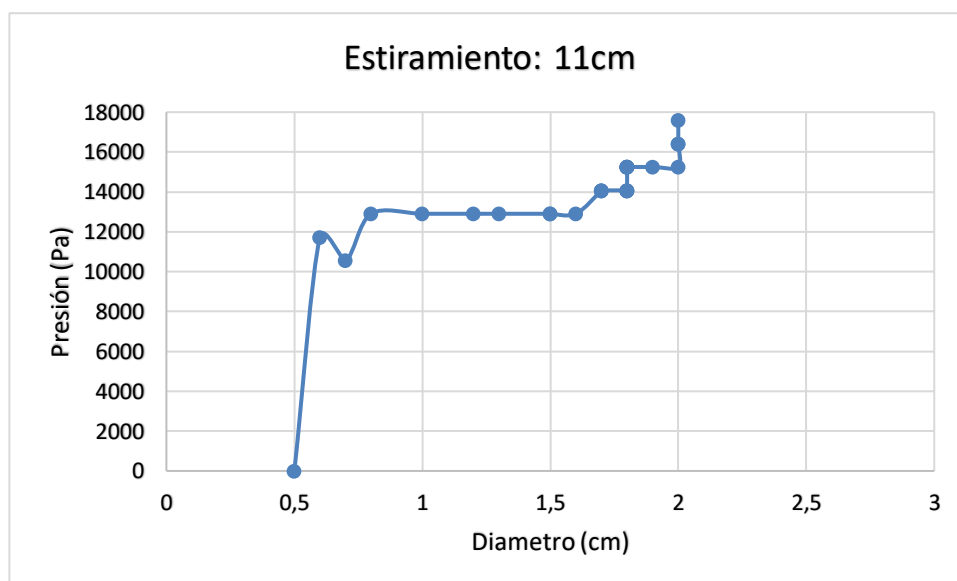


Figura 6.8. Gráfica Presión-Diámetro  $l'=5\text{cm}$

Figura 6.9. Gráfica Presión-Diámetro  $l'=7\text{cm}$ Figura 6.10. Gráfica Presión-Diámetro  $l'=11\text{cm}$ 

Podemos ver una similitud entre todas las gráficas de este experimento. Se comprueba cómo inicialmente, con un diámetro pequeño, la presión se incrementa de forma rápida hasta llegar a valores entorno a los 12 KPa. En este momento la presión se estabiliza y va incrementando su valor lentamente a medida que el diámetro continúa aumentando. A medida que se acerca el diámetro a su valor máximo de inflado (Según especificación es de 2.54 cm) la presión se incrementa de forma brusca, al igual que al inicio del experimento.

La diferencia que se puede observar es el tiempo transcurrido. A medida que se aumenta el grado de estiramiento del material, a más estiramiento, mayor volumen en el sistema estudiado, por tanto, para alcanzar los mismos valores que en experimentos con menor estiramiento, hará falta que se introduzca una cantidad de fluido más alta. El tiempo para llegar a presiones altas será mayor. El tiempo transcurrido para cada uno de los diferentes estiramientos es el siguiente:

- Estiramiento= 3cm: Se realizan 12 medidas. Cada 5 segundos, el sensor muestra un valor. El tiempo es de 60 s.
- Estiramiento= 5cm: Se realizan 15 medidas. El tiempo final de la prueba son: 75 s.
- Estiramiento= 7cm: Se realizan 20 medidas. El tiempo final de la prueba corresponde a 100 s.
- Estiramiento= 11cm: Se toman 26 medidas. El tiempo final de la prueba corresponde a 130 s.

### 6.1.3 Ensayo C. Deformar el elastómero

Se realiza un ensayo de fluencia, para ello, se introduce el fluido en el elastómero y se mantiene un periodo de 2h en un diámetro de 2,2cm. A continuación, se extrae el fluido y se realiza el mismo procedimiento que el estudiado en el ensayo B. El objetivo es ver cómo se comporta el material, y cómo crece la inestabilidad a lo largo del material, una vez ha sido deformado un determinado tiempo.

Las gráficas Presión - Diámetro obtenidas en este ensayo son las siguientes:

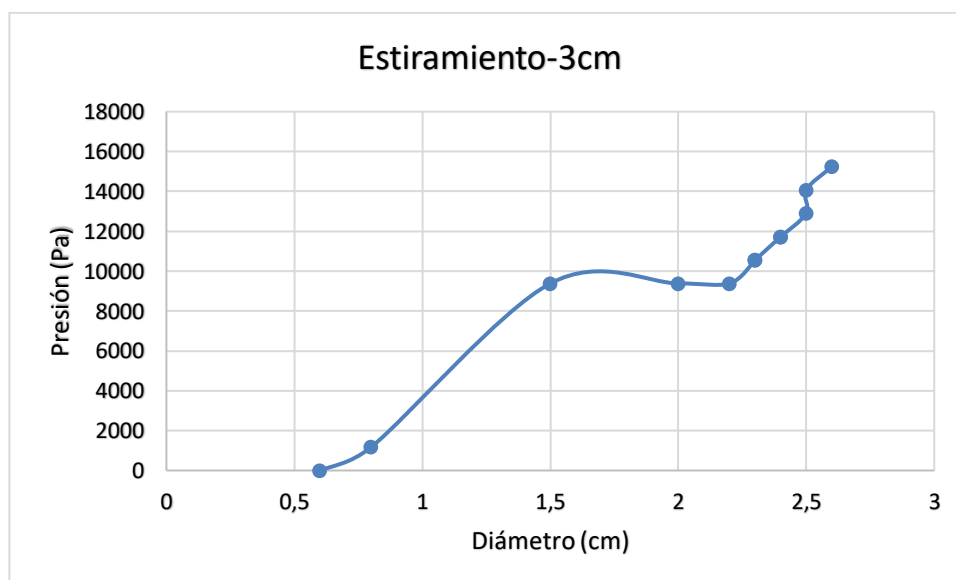


Figura 6.11. Relación Presión- Diámetro en un elastómero deformado previamente para  $l'=3\text{cm}$

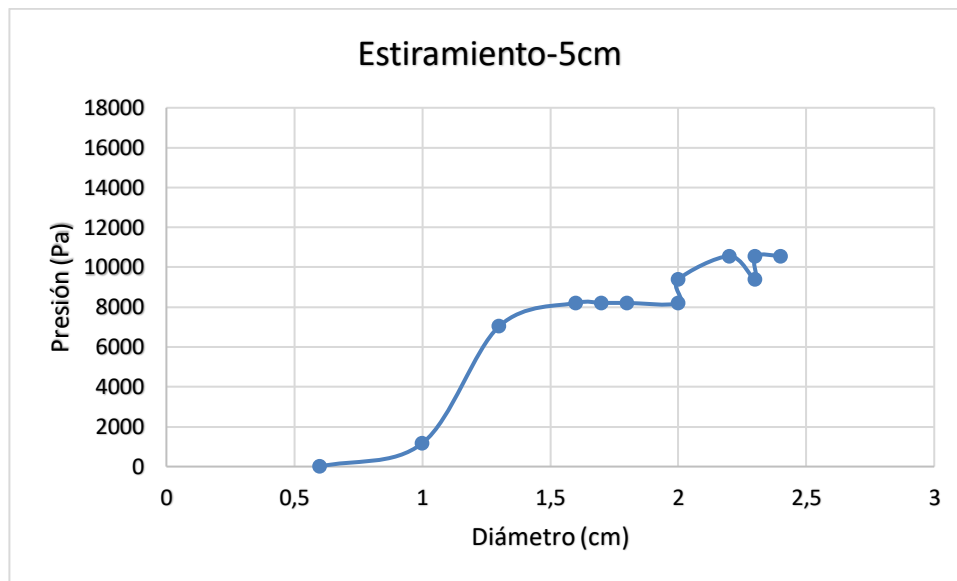


Figura 6.12. Relación Presión- Diámetro en un elastómero deformado previamente para  $l'=5\text{cm}$

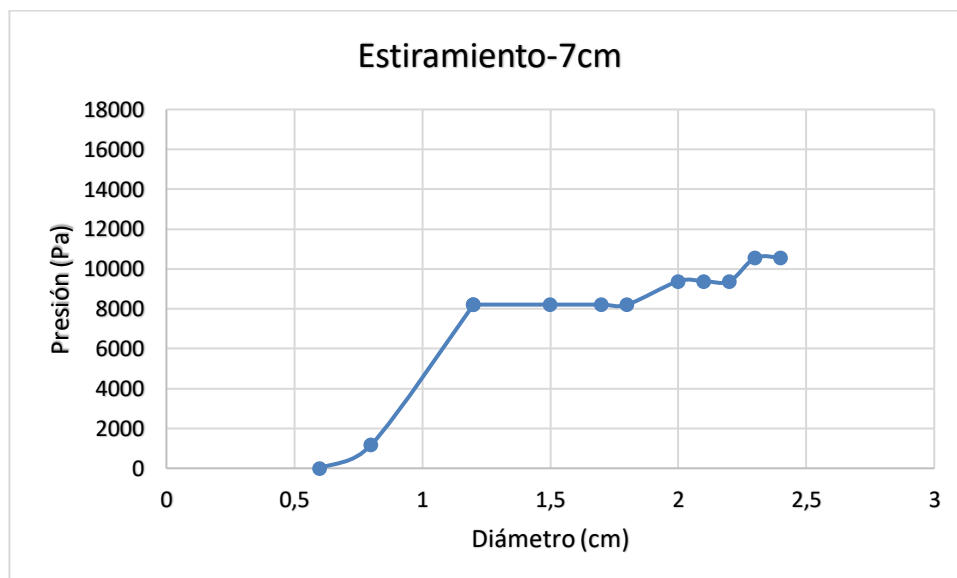


Figura 6.13. Relación Presión- Diámetro en un elastómero deformado previamente para  $l'=7\text{cm}$

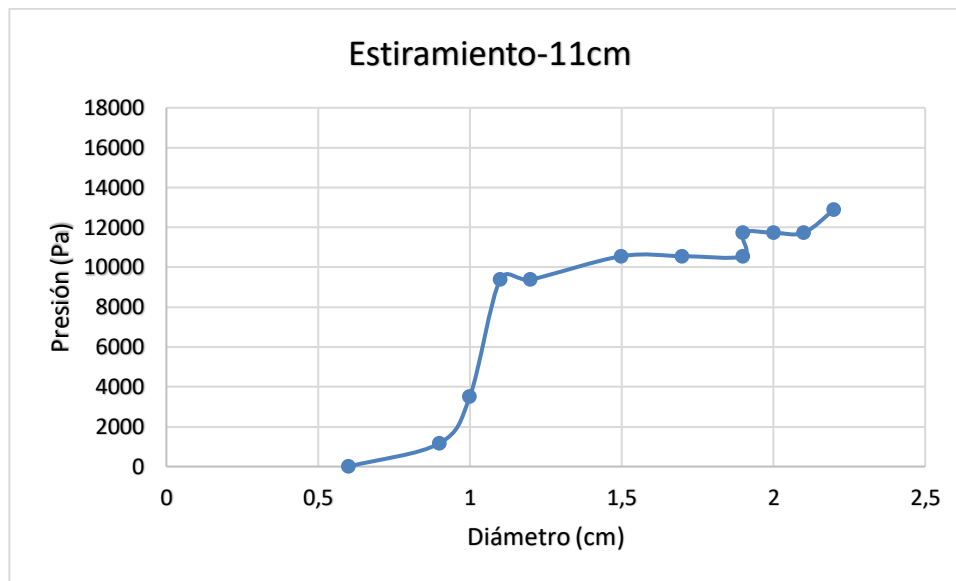


Figura 6.14. Relación Presión- Diámetro en un elastómero deformado previamente para  $l'=11\text{ cm}$

## 6.2 Problemas y soluciones

- ¿Dónde introducimos el sensor de presión?

A la hora de establecer el lugar del circuito donde instalar el sensor surgen varios puntos posibles:

- 1- Puesto que la presión que se quiere medir es la del elastómero, se piensa en primer lugar en situarlo justo a la salida de este. Sin embargo, esta disposición no sería correcta ya que la unión entre el material elastómero y el sensor sería compleja y podrían existir fugas si no se realiza un correcto sellado.
- 2- Para solventar el problema descrito en 1. se decide colocar el sensor de manera que entre en el sistema mediante la unión con el tubo de PVC. Con las reducciones necesarias se consigue un sistema cerrado, sin fugas, añadiendo en caso de que sea necesario una capa de teflón asegurando la estanqueidad. El siguiente punto a tener en cuenta, es dónde situar el sensor respecto al material a estudiar. Finalmente se decide introducir el sensor después del elastómero debido a la comodidad de no tener que cortar el manguito, por lo que el sensor sería el elemento que cierra el circuito. Del elastómero sale el manguito y este se acopla al sensor, recibiendo finalmente la presión que el fluido ejerce en el circuito.

- *Elastómero utilizado*

Inicialmente, siguiendo con el documento impulsor de este proyecto [2], se buscó introducir como elastómero a experimentar, el adhesivo 3M VHB 4910. El objetivo era montarlo en los acopladores de tal forma que siguiera la forma de un cilindro, equiparándose así con la forma tubular de un vaso sanguíneo. Por ello se contactó con la empresa 3M intentando conseguir una muestra, debido a que el material era poco económico y se necesitaba una cantidad muy pequeña. Sin embargo, después de una serie de contactos con la empresa no hubo respuesta, por lo que debido al precio que suponía costear dicho material y la no seguridad de tener un sistema estanco, (ya que al ser un material plano es necesario darle la forma de cilindro sellando las partes limitantes del rectángulo, lo que conlleva el riesgo de tener fugas de líquido, siendo la parte de unión un punto débil) se decidió buscar nuevas alternativas.

Se probaron diversos tipos de látex, desde un tubo de látex de caucho con la desventaja de tener un gran grosor, evitando así observar el abombamiento requerido, hasta guantes de 100% látex, siendo estos demasiado finos, alcanzando la ruptura a bajas presiones.

El material escogido, por tanto, se debía situar entre los dos casos comentados anteriormente, fue elegido un globo de Qualátex 160Q, cumpliendo así con las expectativas, con buena resistencia a la presión permitiendo el inflado y el estiramiento.

- *Realizar el purgado del sistema*

Una vez montado nuestro circuito, y antes de su puesta en marcha para la experimentación, se expuso un nuevo problema que iba a aparecer en el proyecto, no es otro que la existencia de un volumen de aire en el circuito. El circuito diseñado es estanco, por lo que el fluido necesario para realizar las pruebas nunca llegaría al sensor, el cual se encuentra al final del circuito, habiendo entre el sensor y nuestro fluido una masa de aire, que necesita ser expulsada al exterior.

La primera medida que se tomó fue la de introducir un recurso médico, la válvula de 3 pasos, utilizada en hospitales para purgar medicamentos, sin embargo, una vez instalada en el sistema y puesto este en marcha, el sensor no marcaba presión. Esto se debía a un escape del líquido por la válvula de 3 pasos, ya que está diseñada con unas dimensiones específicas que nuestro sistema no poseía, y que impedía conseguir la estanqueidad buscada.

Se optó por una medida menos económica, pero más eficaz, un purgador de radiador. Al instalar este elemento, se dotó al sistema de estabilidad debido a que se ensambla directamente en el sensor, además de robustez, gracias al material de metal frente al plástico ofrecido por la válvula de 3 pasos, y estanqueidad, ayudado de teflón como aislante.



- *Estirar el material previamente*

Se inician las pruebas con la longitud inicial del elastómero, es decir, se colocó el material entre los tubos que transportan el fluido con  $l'=0$ . Entre los dos tubos había una separación de 4 cm.

Al poner en marcha el dispositivo comienza el abombamiento del material de manera satisfactoria. A medida que aumenta la presión y el diámetro, el elastómero, comienza a deformarse. El material se presenta con su longitud inicial, sin estiramiento. Al estar este sin estiramiento inicial, el material queda más largo que el espacio inicial de 4 cm. Se puede observar en la *Fig.6.15* cómo el material no tiene hueco para deformarse correctamente, impidiendo que fluya el agua. A raíz de este inconveniente, se reajusta el comienzo de las pruebas a un estiramiento de  $l'=3\text{cm}$ .

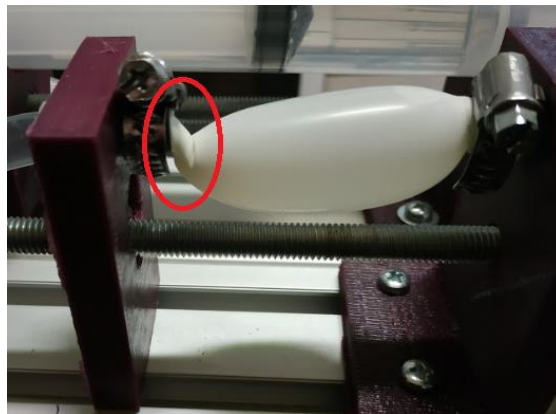


Figura 6.15. Elastómero con  $l'=0$

## 7. CONCLUSIONES

Se han realizado ensayos para determinar las condiciones que experimenta un globo tubular elastómero en su interior, como respuesta a un inflado, mediante la acción de un fluido, y a una fuerza de tracción.

La diferencia que se observa entre los ensayos A y B es la forma en la que el fluido se expande a lo largo del elastómero, o lo que es lo mismo, la resistencia que opone el material a deformarse por la acción de un fluido. La resistencia que opone el material es mayor si se estira previamente el material y posteriormente se introduce el fluido *Fig.7.2*. Al introducirse el fluido y debido a la resistencia a la deformación que presenta el material, el fluido se encuentra de forma localizada en la sección inicial del globo, provocando inestabilidades en forma de protuberancia, y de forma gradual irá expandiéndose. Si el proceso se realiza de forma inversa *Fig.7.1*, es decir, primero se introduce el fluido y a continuación se estira, este estiramiento desplazará la imperfección inicial generada por el fluido, por tanto, ante una nueva inyección de fluido, el material se opondrá a la deformación que produce el fluido, pero con menos resistencia al poseer una pequeña deformación previa provocada por el fluido de su interior.

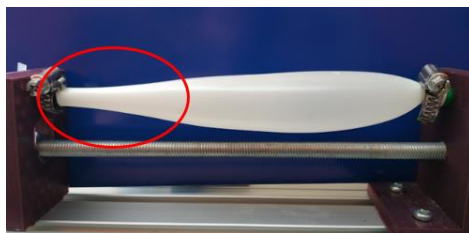


Figura 7.1.Elastómero estirado (A)

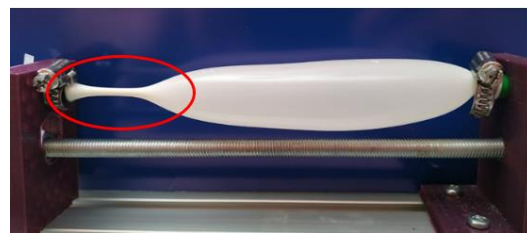


FIGURA 7.2. Elastómero estirado (B)

En el caso de los ensayos B y C se aprecia el efecto de la deformación que ha sufrido el elastómero al estar sometido a un ensayo de fluencia, teniendo el fluido en su interior un periodo de tiempo. Se puede observar en las gráficas del ensayo C como la presión no aumenta de manera tan significativa como en el ensayo B. El elastómero, deformado previamente, presenta menor oposición a la entrada de fluido. También se puede comprobar como la presión en la que se estabiliza el sistema ronda los 8KPa en el ensayo C frente los 12KPa en los que se encontraba el ensayo B. La conclusión obtenida en este caso es la capacidad del material para recordar una deformación pasada, perdiendo así rigidez, lo que permite la expansión más rápida de la protuberancia axialmente ante el avance de un fluido.

Las diferencias que se observan entre la primera parte del ensayo A y la primera prueba del ensayo B (en ambas se introduce fluido en un elastómero estirado 7cm) pueden deberse al cambio de globo antes de iniciar cada ensayo. El cambio de elastómero se realiza a fin de obtener las medidas más verídicas posibles.

Un aspecto a tener en cuenta en los resultados obtenidos en los diferentes ensayos es el error que puede aportar cada una de las herramientas utilizadas para la toma de mediciones. Los errores en las herramientas se encuentran en, - el calibre, cuyo error es la mínima medida que este puede ofrecer, de  $\pm 0,1\text{cm}$ , -el sensor presenta un porcentaje de error en la medida del 1,5%. Otro error que se puede presentar es la pérdida de decimales al realizar la conversión de datos analógicos a Pascales.

En los resultados obtenidos en los ensayos, se pueden sacar distintas conclusiones respecto el documento referencia[2], el cual ha sido la base de este experimento.

En primer lugar, se comprueba que existe una similitud en cuanto a resultados experimentales en la relación Presión- Volumen, al igual que en el documento de referencia, en los ensayos realizados en este proyecto, se alcanza un pico de presiones en respuesta a la reacción que muestra el material a ser deformado, a continuación, esas presiones se reducen, para aumentar finalmente de forma gradual a medida que se introduce mayor cantidad de fluido de trabajo. Se comprueba que el pico de presión inicial es menor a medida que el estiramiento previo es mayor, hecho que puede deberse a la pérdida de propiedades del material al estar estirado.

La comparación de ambos resultados muestra que el inflado de los globos tubulares siguen geometrías diferentes. En el ensayo propio de este documento, el elastómero se expande de forma progresiva, iniciando el abombamiento en el punto donde se introduce el fluido y a continuación se desarrolla axialmente. En el ensayo realizado en el documento referencia el globo tubular se expande de manera simétrica en todo su eje, apreciándose en la *Fig. 4.10*. Las diferentes formas en las que se desarrolla la protuberancia en un material, como respuesta a un aumento de presión provocada por la introducción de un fluido, pueden explicarse por la utilización de diferentes materiales. Cada material cuenta con distintas propiedades, teniendo un grado de rigidez diferente. Para recrear la inestabilidad a lo largo del globo tubular elastómero con la configuración marcada en el documento de referencia, sería necesario modificar la configuración, cambiando el tipo de material y las dimensiones de este, siendo el diámetro utilizado menor y la longitud utilizada en este proyecto de mayor medida, estas modificaciones suponen un cambio en la propagación de la inestabilidad a lo largo del tubo, al tener que superar una mayor longitud de frente de propagación.

Otro de los elementos que puede influir en la obtención de resultados diferentes es la utilización de un líquido en un lugar de un gas. La utilización de distintos fluidos de trabajo puede alterar el comportamiento del material, reaccionado de manera diferente a la expansión.

Además de lo comentado anteriormente, las diferentes inestabilidades surgidas en el interior del material pueden depender de las imperfecciones propias del material.

Finalmente, se ha logrado, en este proyecto, el objetivo marcado al comienzo del mismo, crear un diseño preliminar, el cual permita capturar el proceso de crecimiento de la inestabilidad creada por el aumento de presión en el interior de un elastómero. Aunque este dispositivo ha estado sujeto a pruebas con un material de látex, no es excluyente, ya que es funcional para otro tipo de material que quiera ser estudiado en futuros ensayos, independiente de su longitud y geometría.

## 8. LINEAS DE INVESTIGACIÓN FUTURAS

Este proyecto, es un inicio en lo que se quiere conseguir. En este proyecto se marcan las pautas de montaje de un sistema que permite el estudio aproximado de un aneurisma. Sin embargo, tan solo se muestran las presiones que se alcanzan en el interior, en el desarrollo de inestabilidades o protuberancias creadas por el inflado, provocado por un fluido. Futuros estudios podrían dirigirse a:

- Material:
  - Se pretende estudiar materiales de diferente composición y dimensión, para así, estudiar la forma en la que se desarrollan las inestabilidades que se generan a lo largo del elastómero tubular.
  - Someter al material elástico a diferentes esfuerzos para estudiar su anisotropía, es decir, observar sus propiedades mecánicas en las distintas direcciones del espacio.
- Continuar con el proyecto actual mejorando parámetros de control del sistema, como puede ser:
  - Introducir un sensor de mayor precisión para estudiar el comportamiento del material de la manera más exacta posible.
  - Introducir motores más potentes que permitan estudiar las presiones en un elastómero más largo y de menor diámetro.
- Introducir una célula de carga junto al soporte 5 que provoca el estiramiento en el material. Con esta célula de carga se conseguirá tener el control de la fuerza de tracción que se proporciona al elastómero.
- Continuar con el estudio de variables que intervienen en la aparición de un aneurisma. Estas variables puede ser la medición de la carga que se le somete al elastómero y estudiar la relación carga-presión.
- Cambios estructurales en el sistema:
  - Elaborar soporte con menor grado de pandeo.
  - Introducir purgador automático.
  - Soporte 3 cerrado para que la jeringa no se levante en el retroceso del fluido
  - Introducir pulsador en el sistema para el accionado del motor 2.

## 9. MARCO REGULADOR

Todo proyecto debe estar regulado por una norma o conjunto de ellas con el fin de ajustar el comportamiento de este, evitando traspasar límites. La realización de la norma suele darse para beneficio social, ya que, es necesaria para garantizar una competencia leal, asegurando al ciudadano un producto seguro y de calidad.

Este trabajo se centra en el diseño y puesta en marcha de un dispositivo experimental. El dispositivo, como se ha explicado en este documento, se controla por medio de una placa controladora. Interactúan diversos componentes electrónicos. La norma que regula este dispositivo será por tanto una norma para aparatos electrónicos.

- Normativa:
  - UNE-EN 61000 Compatibilidad electromagnética.
  - Directiva 2006/95/CE: Directiva de material eléctrico de baja tensión
  - UNE-EN ISO/IEC 17025:2017: Requisitos generales para la competencia de los laboratorios de ensayo y calibración.
  - UNE-EN ISO 10619-1:2018: Mangueras y tuberías de elastómeros y de plásticos. Medición de la flexibilidad y de la rigidez. Parte 1: Ensayos de curvatura a temperatura ambiente.
  - UNE-EN ISO 12100:2012: Seguridad de las máquinas. Principios generales para el diseño. Evaluación del riesgo y reducción del riesgo.
  - UNE-EN ISO 1421:2017: Tejidos recubiertos de plástico o caucho. Determinación de la resistencia a la tracción y del alargamiento a la rotura.
- ❖ En el ámbito de residuos encontramos dos normativas:
  - Real Decreto 110/2015—aplicable a aparatos electrónicos pequeño inferiores a 50 cm [55].
  - Directiva 2012/19/UE—directiva “sobre residuos de aparatos eléctricos y electrónicos”.
- ❖ Además de la normativa mencionada, al ser un trabajo experimental, y no estar comercializándose en el mercado no hay una normativa concreta que lo defina, sin embargo, existen normativas para proyectos de investigación I+D+I.
  - UNE 166000:2006: Gestión de la I+D+i: Terminología y definiciones de las actividades de I+D+i.
  - UNE 166002:2014: Gestión de la I+D+i: Requisitos del Sistema de Gestión de la I+D+i.
  - UNE-CEN/TS 16555-3:2015 EX: Gestión de la innovación. Parte 3: Pensamiento innovador ("Innovation thinking").

- Patentabilidad:

Una patente es un derecho exclusivo que se concede al titular por una innovación. Se concede a un proyecto que tiene como objetivo llevar a cabo una actividad que no se ha realizado anteriormente, o sirve para realizar una actividad de forma diferente a como solía realizarse [56].

El sistema diseñado y construido es un proyecto innovador. Este proyecto tiene como objetivo servir de base a proyectos de investigación más elaborados y con más presupuesto. Si se quisiera comercializar con este dispositivo sería necesario ver si este proyecto es patentable. El objetivo de patentar un producto con perspectivas de comercialización reside en protegerlo de manera adecuada, evitando plagios.

Las condiciones necesarias para poder patentar un producto son:

- El producto debe tener al menos una cualidad que le diferencie de los demás, es decir, un elemento nuevo.
- Debe haber una actividad inventiva.
- El producto debe poder aplicarse al ámbito industrial.[57]

El dispositivo, por tanto, podría patentarse de acuerdo con las condiciones indicadas anteriormente.

En cualquier caso, la intención de los autores es conseguir un dispositivo experimental de carácter abierto, que pueda ser compartido con la comunidad científica para su uso académico o de investigación.

## 10. ENTORNO SOCIOECONÓMICO

El proyecto se basa en generar un dispositivo experimental que permita simular las condiciones de contorno y carga de una arteria. Según vemos en el apartado 10.1, el alto presupuesto invertido se contrarrestaría con un ahorro del estado en el sistema sanitario. Esto supone la realización de pruebas y tratamientos concretos para la afección que pueda surgir.

Si se demuestra que este sistema es válido, puede ser el punto de partida de un proyecto más elaborado, cuyo impacto social recaiga en la mejora de la calidad de vida de las personas que sufran esta patología. La idea fundamental es ayudar a la prevención y reducir notablemente la mortalidad asociada a ella.

### 10.1 Presupuesto

En este capítulo se detallarán los costes necesarios para llevar a cabo este proyecto. Se desglosarán todos los costes, tanto los que tengan repercusión directa como indirecta, teniendo en cuenta costes personales, materiales, y elementos que han colaborado en el desarrollo.

- Coste personal:

Se trata de un proyecto universitario donde entran en juego el papel del estudiante y de uno o varios tutores como supervisores de este. Teniendo en cuenta estos dos roles se establece un precio por horas de trabajo.

<i>Rol</i>	<i>Horas empleadas</i>	<i>Coste (€/h)</i>	<i>Coste Total (€)</i>
<i>Coste ingenieril - jefe de proyecto</i>	30	40	1.200
<i>Coste ingenieril - Tutor asociado</i>	15	40	600
<i>Coste ingenieril - Estudiante</i>	300	12	3.600
<b><u>Total</u></b>			<b><u>5.400 €</u></b>

Tabla 10.1. Coste personal.



- Coste material:

En este apartado se adjunta el presupuesto que ha supuesto la compra de materiales para realizar el montaje del circuito, donde se ha llevado a cabo el estudio experimental simplificado de un aneurisma. Debido a ser este un proyecto experimental, es el apartado donde intervienen mayor número de componentes.

<i>Componente</i>	<i>Unidades</i>	<i>Precio unitario €</i>	<i>Total €</i>
<i>Nema17</i>	2	8,58	17,16
<i>Soporte motor</i>	2	4,30	8,60
<i>Arduino UNO</i>	1	5,82	5,82
<i>EasyDriver</i>	2	2,5	5
<i>Protoboard</i>	1	1,7	1,7
<i>Sensor presión</i>	1	12,67	12,67
<i>Material elastómero</i>	1	1,15	1,15
<i>Jeringa</i>	1	2,76	2,76
<i>Varilla M8</i>	1	1	1
<i>Eje acoplador flexible</i>	2	2,9	5,8
<i>Perfil de aluminio</i>	1	4,48	4,48
<i>Transformador 12V</i>	1	8,5	8,5
<i>Tubo PVC</i>	1	1	1
<i>Adaptador Tubo-Sensor 3/8</i>	1	5,92	5,92
<i>Purgador</i>	1	2,07	2,07
<i>Elementos de apriete</i>	-	-	5
<b><u>Total materiales</u></b>			<b><u>88,63 €</u></b>

Tabla 10.2. Presupuesto

- Costes necesarios para la impresión de los soportes.

<i>Concepto</i>	<i>Precio (€)</i>	<i>Periodo de amortización (Años)</i>	<i>Duración de actividad (Meses)</i>	<i>Total (€)</i>
<i>Solid Edge (licencia).</i>	1.200	1	3	300
<i>Material empleado (PLA).</i>	19	-	-	19
<i>Impresora 3D.</i>	500	5	3	25
<b><u>Total</u></b>				<b><u>344 €</u></b>

Tabla 10.3.Coste herramientas externas.

- Otros costes:

En este apartado se encuentran los gastos que no intervienen directamente en la resolución del proyecto, pero interactúan en el desarrollo de este. Coste electricidad consumida por el ordenador portátil 0,08 KW/h, y teniendo en cuenta un precio de 0,11€/KWh y un uso de unas aproximadamente 500 horas, el coste supone 4,4 €.

Coste total del proyecto

<i>CONCEPTO</i>	<i>IMPORTE</i>
<i>Coste personal</i>	5.400
<i>Coste material</i>	88,63
<i>Coste recursos</i>	344
<i>Otros costes</i>	4,4
<b><u>TOTAL DEL PROYECTO</u></b>	<b><u>5.837,03 €</u></b>

El coste que ha llevado la realización de este proyecto asciende a 5.837,03 €. A este precio habría que añadirle el impuesto de valor añadido del 21%. **El presupuesto final sería de 7.062,80 €**

## 11.PLANIFICACIÓN TEMPORAL

La planificación temporal es un apartado importante en la elaboración de un proyecto. El objetivo es dedicar un tiempo equilibrado al conjunto de actividades. Se permite con esto dar la máxima calidad a todas las tareas.

El proyecto que se presenta fue escogido en enero 2018. Se inicia su elaboración a mediados del mes de febrero de ese mismo año y se concluye en febrero de 2019.

A continuación, se muestra la información detallada del tiempo que se ha dedicado a la realización de cada parte del proyecto. La tabla de planificación temporal se completa con un diagrama de Gantt, donde se expone de manera gráfica la evolución temporal de actividades hasta la conclusión del proyecto.

<i>ACTIVIDAD</i>	<i>INICIO</i>	<i>FINAL</i>	<i>DURACIÓN</i> (Días)
<i>Preparación y planificación TFG</i>	19/02/2018	05/03/2018	14
<i>Búsqueda de información</i>	05/03/2018	02/04/2018	28
<i>Diseños planos dispositivo</i>	02/04/2018	16/04/2018	14
<i>Presupuesto inicial de materiales</i>	16/04/2018	23/04/2018	7
<i>Anteproyecto</i>	23/04/2018	30/04/2018	7
<i>Dimensionado del sistema</i>	30/04/2018	28/05/2018	28
<i>Compra de material</i>	28/05/2018	30/07/2018	63
<i>Diseño soportes en SolidEdge</i>	04/06/2018	02/07/2018	28
<i>Impresión 3D soportes</i>	02/07/2018	30/07/2018	28
<i>Aprendizaje software Arduino</i>	30/07/2018	06/08/2018	7
<i>Realización del código en Arduino</i>	06/08/2018	10/09/2018	35
<i>Montaje dispositivo</i>	10/09/2018	29/10/2018	49
<i>Realización de experimentos</i>	29/10/2018	11/02/2019	105
<i>Redacción de la memoria</i>	13/08/2018	18/02/2019	189

Tabla 11.1. Planificación temporal.

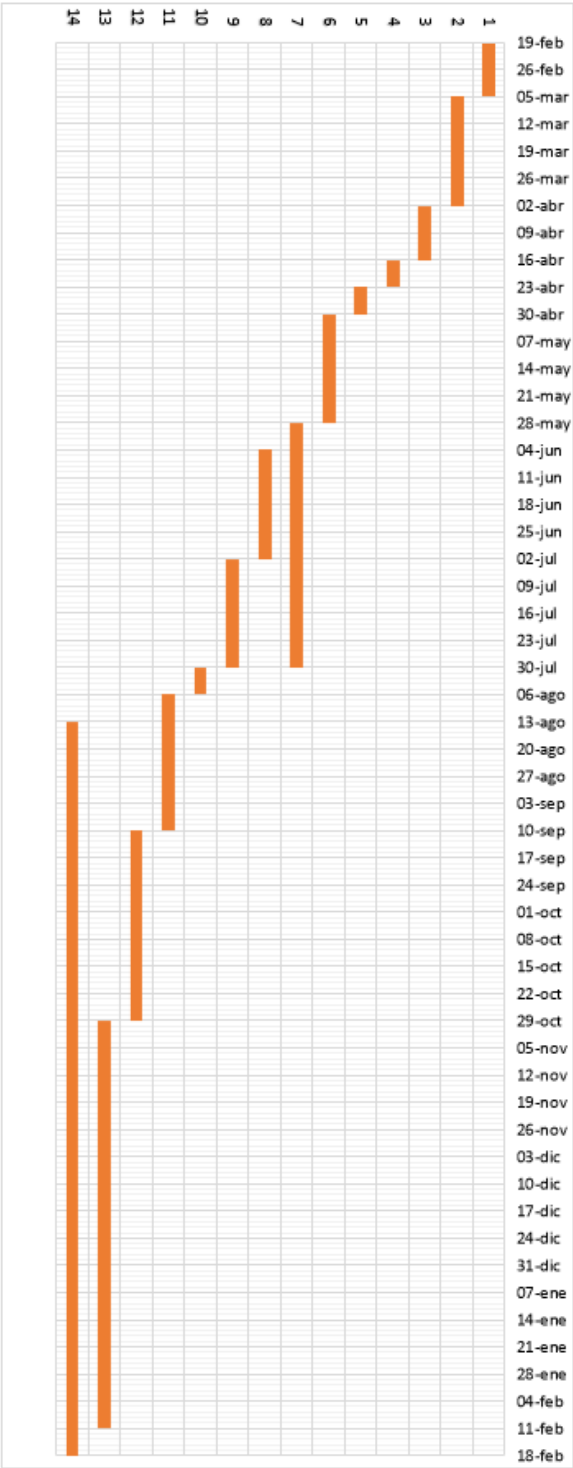


Figura 11.1. Gantt

## 12.BIBLIOGRAFÍA

- [1] “aneurisma | Definición de aneurisma - Diccionario de la lengua española - Edición del Tricentenario.” [Online]. Available: <http://dle.rae.es/srv/search?m=30&w=aneurisma>. [Accessed: 29-Nov-2018].
- [2] G. Mao, T. Li, Z. Zou, S. Qu, and M. Shi, “Prestretch effect on snap-through instability of short-length tubular elastomeric balloons under inflation,” *Int. J. Solids Struct.*, vol. 51, no. 11–12, pp. 2109–2115, Jun. 2014.
- [3] E. Press, “El 90% de las personas que sufren una rotura de un aneurisma de aorta abdominal fallece.”
- [4] “Medicina 21 - Enfermedades: Hidrocefalia - Qué es un aneurisma cerebral.” [Online]. Available: <https://www.medicina21.com/enfermedades/ver/1318?tmpParam=E&tmpParamGuio=%2F&enf=Hidrocefalia&tmpParamGuio2=%2F&tmpParam2=V&tmpParamGuio3=%2F&titulo=Que-es-un-aneurisma-cerebral.html&page=5&per-page=6>. [Accessed: 09-Dec-2018].
- [5] D. O. Martínez, L.-L. Otero-Pereiro, and V. González-Fernandez, *Revista científica de ingeniería mecánica.*, vol. 17, no. 2. Instituto superior politécnico José Antonio Echeverría, 2014.
- [6] C. V. Puerta *et al.*, “Sketches of the History of the Treatment of Aneurysms,” 2015.
- [7] “Reparación de aneurismas | Texas Heart Institute.” [Online]. Available: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/reparacion-de-aneurismas/>. [Accessed: 05-Dec-2018].
- [8] “Aneurisma: tipos, causas y tratamiento - Meditip.” [Online]. Available: <https://www.meditip.lat/salud-de-la-a-z/enfermedades-cardiovasculares/aneurisma/>. [Accessed: 05-Dec-2018].
- [9] “4. principios físicos que regulan la circulación de la sangre a travé....” [Online]. Available: <https://es.slideshare.net/Yaninin/4-principios-fsicos-que-regulan-la-circulacin-de-la-sangre-a-travs-del-sistema-cardiovascular>. [Accessed: 05-Dec-2018].
- [10] “PATOLOGÍA 2013: ANEURISMA.” [Online]. Available: <http://paufernandezpereira.blogspot.com/2013/08/aneurisma.html>. [Accessed: 20-Jan-2019].
- [11] “Anatomía de los vasos sanguíneos Estructura - Onmeda.es.” [Online]. Available: [https://www.onmeda.es/anatomia/anatomia\\_vasos\\_sanguineos-estructura-3836-2.html](https://www.onmeda.es/anatomia/anatomia_vasos_sanguineos-estructura-3836-2.html). [Accessed: 20-Jan-2019].
- [12] “Cirugía de aneurisma de aorta abdominal | SVNARTD.” [Online]. Available: <http://www.svnartd.es/publicaciones-y-documentos/complicaciones-en-la->

- cirugia-de-aneurisma-de-aorta-abdominal-que-mas-podemos-hacer. [Accessed: 09-Dec-2018].
- [13] “Diseccción aórtica: MedlinePlus enciclopedia médica.” [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000181.htm>. [Accessed: 10-Dec-2018].
- [14] “Aneurisma Definición: Formas de aneurisma - Onmeda.es.” [Online]. Available: <https://www.onmeda.es/enfermedades/aneurisma-definicion-formas-de-aneurisma-1681-4.html>. [Accessed: 10-Dec-2018].
- [15] “Pseudoaneurisma | Arterias y Venas.” [Online]. Available: <http://arteriasyvenas.org/index/pseudoaneurisma/>. [Accessed: 10-Dec-2018].
- [16] “Aneurismas cerebrales : National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS).” [Online]. Available: [https://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/Aneurismas\\_Cerebrales.htm](https://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/Aneurismas_Cerebrales.htm). [Accessed: 08-Dec-2018].
- [17] “Artículo de Aneurismas | Miami Cardiac & Vascular Institute.” [Online]. Available: <https://baptisthealth.net/sp/servicios-de-salud/servicios-cardiovasculares/paginas/servicios-de-salud-vascular/articulo-de-aneurismas.aspx?parm1=p08773&parm2=85>. [Accessed: 10-Dec-2018].
- [18] “Diagnóstico de Aneurisma Aórtico Torácico (AAT) por TC.” [Online]. Available: <https://es.slideshare.net/MarianelaHervias/diagnostico-de-aneurisma-artico-torrico-aat-por-tc>. [Accessed: 10-Dec-2018].
- [19] “¿Qué es un Aneurisma Cerebral? | UI Health.” [Online]. Available: <https://hospital.uillinois.edu/es/primary-and-specialty-care/neurologia-y-neurocirugia/condiciones-neurologicas-que-tratamos/aneurisma-cerebral/que-es-un-aneurisma-cerebral>. [Accessed: 10-Dec-2018].
- [20] M. L. LeFevre and U.S. Preventive Services Task Force, “Screening for abdominal aortic aneurysm: U.S. Preventive Services Task Force recommendation statement,” *Ann. Intern. Med.*, vol. 161, no. 4, pp. 281–90, Aug. 2014.
- [21] “Aneurisma, qué es y qué riesgos tiene para tu salud.” [Online]. Available: <https://www.webconsultas.com/aneurisma/aneurismas-384>. [Accessed: 05-Dec-2018].
- [22] “Aneurisma De La Aorta Torácica (Inpatient Care) Care Guide Information En Espanol.” [Online]. Available: [https://www.drugs.com/cg\\_esp/aneurisma-de-la-aorta-torácica-inpatient-care.html](https://www.drugs.com/cg_esp/aneurisma-de-la-aorta-torácica-inpatient-care.html). [Accessed: 20-Jan-2019].
- [23] “Aneurismas y Disecciones | Texas Heart Institute.” [Online]. Available: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/aneurismas-y-disecciones/>. [Accessed: 05-Dec-2018].

- [24] “Qué es un aneurisma cerebral?” [Online]. Available: <https://www.geosalud.com/neurologia/aneurisma-cerebral.html>. [Accessed: 20-Jan-2019].
- [25] “Ateroesclerosis: Qué es, Síntomas, Tratamientos e Información.” [Online]. Available: <https://cuidateplus.marca.com/enfermedades/enfermedades-vasculares-y-del-corazon/aterosclerosis.html>. [Accessed: 09-Dec-2018].
- [26] “Aneurisma: tipos, causas y tratamiento - Meditip.” [Online]. Available: <https://www.meditip.lat/salud-de-la-a-z/enfermedades-cardiovasculares/aneurisma/>. [Accessed: 07-Dec-2018].
- [27] “The facts about Aneurysms.” [Online]. Available: <https://www.gbhealthwatch.com/aneurysms-details.php>. [Accessed: 09-Dec-2018].
- [28] “Diagnóstico de un aneurisma - Salud al día.” [Online]. Available: <https://www.webconsultas.com/salud-al-dia/aneurisma/diagnostico-de-un-aneurisma>. [Accessed: 07-Dec-2018].
- [29] “Aneurysm | National Heart, Lung, and Blood Institute (NHLBI).” [Online]. Available: <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/aneurysm>. [Accessed: 08-Dec-2018].
- [30] “Cirugía de la aorta, tratamiento del aneurisma, cardiología en Málaga. - Instituto Cardiotecnológico Andaluz.” [Online]. Available: <https://www.institutocardioteecnologico.com/es/cirugia-cardiaca-malaga-/aneurismas-cirugia-cardiaca-malaga.html>. [Accessed: 09-Dec-2018].
- [31] P. Desgranges *et al.*, “Editor’s Choice - ECAR (Endovasculaire ou Chirurgie dans les Anévrysmes aorto-iliaques Rompus): A French Randomized Controlled Trial of Endovascular Versus Open Surgical Repair of Ruptured Aorto-iliac Aneurysms,” *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, vol. 50, no. 3, pp. 303–10, Sep. 2015.
- [32] “Aneurisma aorta abdominal.” [Online]. Available: <https://es.slideshare.net/andreymed/aneurisma-aorta-abdominal-12520619>. [Accessed: 20-Jan-2019].
- [33] S. Badger, R. Bedenis, P. H. Blair, P. Ellis, F. Kee, and D. W. Harkin, “Endovascular treatment for ruptured abdominal aortic aneurysm,” in *Cochrane Database of Systematic Reviews*, D. W. Harkin, Ed. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2014.
- [34] “Acerca de la reparación endovascular.” [Online]. Available: <https://www.medtronic.com/es-es/tu-salud/tratamientos-y-terapias/aneurisma-aortico-abdominal/dispositivo.html>. [Accessed: 09-Dec-2018].
- [35] “Aneurismas abdominales y toracoabdominales.” [Online]. Available:

- <https://es.slideshare.net/Cirugias/aneurismas-abdominales-y-toracoabdominales>.  
[Accessed: 20-Jan-2019].
- [36] “Tratamiento de un aneurisma - Salud al día.” [Online]. Available: <https://www.webconsultas.com/salud-al-dia/aneurisma/tratamiento-de-un-aneurisma>. [Accessed: 08-Dec-2018].
- [37] “Medicina 21 - Artículos - Diagnóstico y tratamiento del aneurisma cerebral.” [Online]. Available: [https://www.medicina21.com/Articulos-V1319-Diagnostico\\_y\\_tratamiento\\_del\\_aneurisma\\_cerebral.html](https://www.medicina21.com/Articulos-V1319-Diagnostico_y_tratamiento_del_aneurisma_cerebral.html). [Accessed: 08-Dec-2018].
- [38] “Reparación de aneurisma cerebral: MedlinePlus enciclopedia médica.” [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007372.htm>. [Accessed: 08-Dec-2018].
- [39] J. Javier Hernández-Barriga and G. Rojas, “La Hemodinámica y el Surgimiento de Aneurismas.”
- [40] D. Otero-Martínez and L.-L. Otero-Pereiro, “Modelos constitutivos para paredes arteriales, descripción del movimiento y estado de deformación Constitutive models for arterial walls, description of movement and state of deformation,” *Ing. Mecánica*, vol. 17, no. 3, pp. 195–204, 2014.
- [41] J. Sang, S. Xing, H. Liu, X. Li, J. Wang, and Y. Lv, “Large deformation analysis and stability analysis of a cylindrical rubber tube under internal pressure,” *J. Theor. Appl. Mech.*, p. 177, Jul. 2016.
- [42] O. E. Jensen and T. J. Pedley, “Steady Flows and Instabilities in Collapsible Tubes,” in *Biomechanical Transport Processes*, Boston, MA: Springer US, 1990, pp. 33–40.
- [43] A. Mallock, “Note on the Instability of India-Rubber Tubes and Balloons When Distended by Fluid Pressure,” *Proc. R. Soc. London*, vol. 49, no. 296–301, pp. 458–463, Jan. 1890.
- [44] S. Kyriakides and C. Yu-Chung, “On the inflation of a long elastic tube in the presence of axial load,” *Int. J. Solids Struct.*, vol. 26, no. 9–10, pp. 975–991, Jan. 1990.
- [45] S. Kyriakides and C. Yu-Chung, “The initiation and propagation of a localized instability in an inflated elastic tube,” *Int. J. Solids Struct.*, vol. 27, no. 9, pp. 1085–1111, 1991.
- [46] E. Chater and J. W. Hutchinson, “On the Propagation of Bulges and Buckles,” *J. Appl. Mech.*, vol. 51, no. 2, p. 269, Jun. 1984.
- [47] R. Benedict, A. Wineman, and W. H. Yang, “The determination of limiting pressure in simultaneous elongation and inflation of nonlinear elastic tubes,” *Int.*



- J. Solids Struct.*, vol. 15, no. 3, pp. 241–249, Jan. 1979.
- [48] L. M. Kanner and C. O. Horgan, “Elastic instabilities for strain-stiffening rubber-like spherical and cylindrical thin shells under inflation,” *Int. J. Non. Linear. Mech.*, vol. 42, no. 2, pp. 204–215, Mar. 2007.
  - [49] R. Bernal, E. Rojas, and J. Dumais, “The mechanics of tip growth morphogenesis: what we have learned from rubber balloons,” *J. Mech. Mater. Struct.*, vol. 2, no. 6, pp. 1157–1168, Aug. 2007.
  - [50] “Perfil aluminio 30x60L I-Typ- Busca nuestra diversidad online.” [Online]. Available: <https://www.motedis.es/shop/Perfil-Ranurado/Perfil-30-Tipo-B-ranura-8/Perfil-30x60-Tipo-B-ran-8::99999436.html>. [Accessed: 19-Jan-2019].
  - [51] “Qué es la programación con arduino y para qué sirve – Bejob.” [Online]. Available: <https://www.bejob.com/que-es-la-programacion-con-arduino-y-para-que-sirve/>. [Accessed: 16-Feb-2019].
  - [52] “Celticobot: ARDUINO + NEMA17(MOTOR PASO A PASO) + EASYDRIVER.” [Online]. Available: <http://celticobot.blogspot.com/2015/03/arduino-nema17motor-paso-paso-easydriver.html>. [Accessed: 23-Jan-2019].
  - [53] M. E. I. Industrial-curso, “Plataforma Arduino,” 2016.
  - [54] “Arduino Reference.” [Online]. Available: <https://www.arduino.cc/reference/en/language/functions/communication/serial/begin/>. [Accessed: 15-Jan-2019].
  - [55] “SúmateAlReciclajeResponsable.”
  - [56] “Preguntas frecuentes: Patentes.” [Online]. Available: [https://www.wipo.int/patents/es/faq\\_patents.html](https://www.wipo.int/patents/es/faq_patents.html). [Accessed: 30-Jan-2019].
  - [57] “¿Cuáles son los requisitos de patentabilidad de una invención?” [Online]. Available: <https://www.protectia.eu/patentes/requisitos-patentabilidad-invencion/>. [Accessed: 30-Jan-2019].

## ANEXOS

### ANEXO A. Códigos motores

Los pines DIR y STEP del driver se conectan respectivamente a los pines digitales de la tarjeta Arduino, se utilizan los pines digitales 2 y 5 para un driver y los pines 8 y 9 para el segundo driver.

Estos pines serán definidos como salidas, al ser Arduino quien manda la orden hacia los drivers.

En el loop se dota al motor1 de un giro en sentido horario, mientras que el motor 2 girará en sentido antihorario.

La función utilizada para que el motor gire hasta que llegue hasta un número de vueltas y pase a la siguiente operación se realiza declarando al iniciar el programa la constate “Pasos” con el número correspondiente a las vueltas que se quieran dar y a continuación en el módulo loop se utiliza la expresión lógica “For”, indicando así que, para un número de vueltas inferiores a las declaradas al inicio del código, el motor seguirá girando.

Para que el eje del motor se mueva con mayor velocidad para desplazar nuestra jeringuilla mas rapido y poder alcanzar la presión requerida de manera más rápida se introduce delaymicrosecond(), entre los pasos HIGH y LOW del motor. El motor girará mas rapido a medida que se vaya reduciendo el tiempo de retraso entre pulso y pulso.

- *Motor 1*

```
int direccion = 2
int steps = 5
int pasos = 4800;
void setup()
{
  pinMode(5, OUTPUT);
  pinMode(2, OUTPUT);
}
void loop() {
  digitalWrite(2, HIGH);
  delay(1);
  for (int I=0; I<pasos; I++)
  {
    digitalWrite(5, HIGH);
    delayMicroseconds(300);
    digitalWrite(5, LOW);
    delayMicroseconds(300);
  }
}
```

- *Motor 2*

```
int direccion = 8
int steps = 9
int pasos = 4800;
void setup()
{
  pinMode(9 ,OUTPUT);
  pinMode(8 ,OUTPUT);
}
void loop() {
  digitalWrite(8,LOW);
  delay(1);
  for (int I=0;I<pasos;I++)
  {
    digitalWrite(9,HIGH);
    delayMicroseconds(300);
    digitalWrite(9,LOW);
    delayMicroseconds(300);
  }
}
```

## ANEXO B. Código sensor

- *Voltaje inicial*

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
}
void loop() {
  int sensorVal=analogRead(A1);
  Serial.print("Sensor Value: ");
  Serial.print(sensorVal);

  float voltage = (sensorVal*5)/1023;
  Serial.print("Volts: ");
  Serial.println(voltage);
  delay(1000);
}
```

COM3 (Arduino/Genuino Uno)

```
Sensor Value: 100Volts: 0.49
Sensor Value: 101Volts: 0.49
Sensor Value: 100Volts: 0.49
Sensor Value: 100Volts: 0.49
Sensor Value: 100Volts: 0.49
Sensor Value: 100Volts: 0.49
Sensor Value: 100Volts: 0.49
Sensor Value: 100Volts: 0.49
Sensor Value: 100Volts: 0.49
Sensor Value: 100Volts: 0.49
Sensor Value: 100Volts: 0.49
Sensor Value: 101Volts: 0.49
Sensor Value: 101Volts: 0.49
```

- *Presión en pascales*

```
void setup() {  
  Serial.begin(9600);  
}  
void loop() {  
  int sensorVal=analogRead(A1);  
  Serial.print(sensorVal);  
  float pressure_pascal = ((sensorVal-100)*(1.2*1000000)/1023);  
  Serial.print("Presure");  
  Serial.print(pressure_pascal);  
  Serial.println("Pa");  
  delay(1000);  
}
```

### ANEXO C. Código completo. Ensayo A.

```
int pasosP = 32000; // Pasos para purgar el sistema.  
int pasos1 = 6400; // 4 vueltas.  
int pasosB = 27200; // 17 vueltas.  
int pasosB2 = 13600; // 13.5 vueltas.  
  
void setup()  
{  
  pinMode(5 ,OUTPUT);  
  pinMode(2 ,OUTPUT);  
  pinMode(9 ,OUTPUT);  
  pinMode(8 ,OUTPUT);  
  Serial.begin(9600);  
}  
void loop() {  
  digitalWrite(2,HIGH); //Se pone en marcha el motor 1.  
  delay(1);  
  for (int I=0;I<pasosP;I++) // Se realiza el purgado del sistema con  
32000 pasos del motor.  
  
  {  
    digitalWrite(5,HIGH);  
    delayMicroseconds(300);  
    digitalWrite(5,LOW) ;  
    delayMicroseconds(300);  
  }  
  
  int sensorVal=analogRead(A1);  
  Serial.print(sensorVal);  
  float pressure_pascal = ((sensorVal-96)*(1.2*1000000)/1023);  
  Serial.print("Presure");  
  Serial.print(pressure_pascal);  
  Serial.println("Pa");  
  delay(1000);  
  
  for (int I=0;I<12;I++)// Bucle que muestran 12 medidas de presión.  
  {  
    digitalWrite(2,HIGH); // Avanza el motor 1.  
    delay(1);  
    for (int I=0;I<pasos1;I++) // Cada 6400 pasos (4 vueltas) se devuelve  
una medida.
```

```

    {
        digitalWrite(5,HIGH);
        delayMicroseconds(300);
        digitalWrite(5,LOW);
        delayMicroseconds(300);
    }
    int sensorVa2=analogRead(A1);
    Serial.print(sensorVa2);
    float pressure_pascal2 = ((sensorVa2-96)*(1.2*1000000)/1023);
    Serial.print("Pressure");
    Serial.print(pressure_pascal2);
    Serial.println("Pa");
    delay(1000);
}

digitalWrite(8,LOW); // Motor dos se activa traccionando el elastomero
delay(1);
for (int I=0;I<pasosB;I++) // Para 27200 pasos (17 vueltas) se estira
2 cm y se ofrece un valor de presión.

{
    digitalWrite(9,HIGH);
    delayMicroseconds(300);
    digitalWrite(9,LOW);
    delayMicroseconds(300);
}
int sensorVa3=analogRead(A1);
Serial.print(sensorVa3);
float pressure_pascal3 = ((sensorVa3-96)*(1.2*1000000)/1023);
Serial.print("Pressure");
Serial.print(pressure_pascal3);
Serial.println("Pa");
delay(1000);

digitalWrite(8,LOW); // El motor 2 se acciona.
delay(1);
for (int I=0;I<pasosB;I++) // El motor 2 realiza 27200 pasos (17
vueltas) se estira el elastómero 2 cm y se ofrece un valor de presión.

{
    digitalWrite(9,HIGH);
    delayMicroseconds(300);
    digitalWrite(9,LOW);
    delayMicroseconds(300);
}
int sensorVa4=analogRead(A1);
Serial.print(sensorVa4);
float pressure_pascal4 = ((sensorVa4-96)*(1.2*1000000)/1023);
Serial.print("Pressure");
Serial.print(pressure_pascal4);
Serial.println("Pa");
delay(1000);

digitalWrite(8,LOW);
delay(1);
for (int I=0;I<pasosB2;I++) // Para 13600 pasos se estira 1 cm y se
ofrece un valor de presión.

```

```
{
  digitalWrite(9,HIGH);
  delayMicroseconds(300);
  digitalWrite(9,LOW);
  delayMicroseconds(300);
}
int sensorVa5=analogRead(A1);
  Serial.print(sensorVa5);
float pressure_pascal5 = ((sensorVa5-96)*(1.2*1000000)/1023);
  Serial.print("Presure");
  Serial.print(pressure_pascal5);
  Serial.println("Pa");
  delay(1000);

for (int I=0;I<3;I++) //Se aumenta la presion se ofrecen 3 mediciones
{
  digitalWrite(2,HIGH); // Se pone en marcha el motor 1.
  delay(1);
  for (int I=0;I<pasos1;I++) // El motor 1 realiza 4 vueltas y ofrece
una presión.

  {
    digitalWrite(5,HIGH);
    delayMicroseconds(300);
    digitalWrite(5,LOW);
    delayMicroseconds(300);
  }
  int sensorVa6=analogRead(A1);
    Serial.print(sensorVa6);
float pressure_pascal6 = ((sensorVa6-96)*(1.2*1000000)/1023);
    Serial.print("Presure");
    Serial.print(pressure_pascal6);
    Serial.println("Pa");
    delay(1000);
}

digitalWrite(8,LOW); //motor 2 tracciona el material 1 cm
delay(1);
for (int I=0;I<pasosB2;I++) // El motor 2 realiza 13600 pasos y ofrece
una medición.

{
  digitalWrite(9,HIGH);
  delayMicroseconds(300);
  digitalWrite(9,LOW);
  delayMicroseconds(300);
}
int sensorVa7=analogRead(A1);
  Serial.print(sensorVa7);
float pressure_pascal7 = ((sensorVa7-96)*(1.2*1000000)/1023);
  Serial.print("Presure");
  Serial.print(pressure_pascal7);
  Serial.println("Pa");
  delay(1000);
```

```

    while(1){ }    // Parámetro para que el programa se ejecute una
única vez.
}

```

Con este código programado conseguimos el movimiento deseado de ambos motores funcionando secuencialmente. Se combina el sensor con los motores, de tal forma que, por cada ciclo completado del motor, indiferentemente sea el motor 1 o el 2, el sensor ofrecerá un valor de la presión ejercida en el interior del material elastómero, este valor será indicado en Pascales. Al final del loop se introduce una nueva orden lógica (while(1)), consiguiendo así que este programa sea finito, en el caso de no introducir esta orden el programa se desarrollaría de forma cíclica de manera infinita.

#### ANEXO D. Código completo. Ensayo B.

```

int pasosP = 32000; // Pasos para purgar el sistema.
int pasos1 = 6400; // 4 vueltas.
int pasosB = 27200; // 17 vueltas.
int pasosB2 = 54400; // 34 vueltas.

void setup()
{
  pinMode(5 ,OUTPUT);
  pinMode(2 ,OUTPUT);
  pinMode(9 ,OUTPUT);
  pinMode(8 ,OUTPUT);
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  digitalWrite(2,HIGH); //Se pone en marcha el motor 1.
  delay(1);
  for (int I=0;I<pasosP;I++) // Se realiza el purgado del sistema con
32000 pasos del motor.

  {
    digitalWrite(5,HIGH);
    delayMicroseconds(300);
    digitalWrite(5,LOW);
    delayMicroseconds(300);
  }

  int sensorVal=analogRead(A1);
  Serial.print(sensorVal);
  float pressure_pascal = ((sensorVal-96)*(1.2*1000000)/1023);
  Serial.print("Pressure");
  Serial.print(pressure_pascal);
  Serial.println("Pa");
  delay(1000);

  //Ensayo para estiramiento de 3cm
  for (int I=0;I<12;I++)// Bucle que muestran 12 medidas de presión.
  {
    digitalWrite(2,HIGH); // Avanza el motor 1.
    delay(1);
    for (int I=0;I<pasos1;I++) // Cada 6400 pasos (4 vueltas) se devuelve
una medida.

```

```

    {
        digitalWrite(5,HIGH);
        delayMicroseconds(300);
        digitalWrite(5,LOW);
        delayMicroseconds(300);
    }
    int sensorVa2=analogRead(A1);
    Serial.print(sensorVa2);
    float pressure_pascal2 = ((sensorVa2-96)*(1.2*1000000)/1023);
    Serial.print("Pressure");
    Serial.print(pressure_pascal2);
    Serial.println("Pa");
    delay(1000);
}

    for (int I=0;I<12;I++)// Bucle identico al anterior en sentido
inverso.
    {
        digitalWrite(2,LOW); // Avanza el motor 1 en sentido contrario para
vaciar el sistema.
        delay(1);
        for (int I=0;I<pasos1;I++) // Cada 6400 pasos (4 vueltas) se devuelve
una medida.

        {
            digitalWrite(5,HIGH);
            delayMicroseconds(300);
            digitalWrite(5,LOW);
            delayMicroseconds(300);
        }

        digitalWrite(8,LOW); // Motor dos se activa traccionando el elastomero
        delay(1);
        for (int I=0;I<pasosB;I++) // Para 27200 pasos (17 vueltas) se estira
2 cm.

        {
            digitalWrite(9,HIGH);
            delayMicroseconds(300);
            digitalWrite(9,LOW);
            delayMicroseconds(300);
        }

//Ensayo para estiramiento de 5 cm.
    for (int I=0;I<15;I++)// Bucle que muestran 15 medidas de presión.
    {
        digitalWrite(2,HIGH); // Avanza el motor 1.
        delay(1);
        for (int I=0;I<pasos1;I++) // Cada 6400 pasos (4 vueltas) se devuelve
una medida.

        {
            digitalWrite(5,HIGH);
            delayMicroseconds(300);
            digitalWrite(5,LOW);
            delayMicroseconds(300);
        }
    }

```



```
int sensorVa3=analogRead(A1);
Serial.print(sensorVa3);
float pressure_pascal3 = ((sensorVa3-96)*(1.2*1000000)/1023);
Serial.print("Presure");
Serial.print(pressure_pascal3);
Serial.println("Pa");
delay(1000);
}
for (int I=0;I<15;I++)// Bucle que muestran 15 medidas de presión.
{
digitalWrite(2,LOW); // Avanza el motor 1 en sentido contrario para
vaciar el sistema.
delay(1);
for (int I=0;I<pasos1;I++) // Cada 6400 pasos (4 vueltas) se devuelve
una medida.

{
digitalWrite(5,HIGH);
delayMicroseconds(300);
digitalWrite(5,LOW) ;
delayMicroseconds(300);
}

digitalWrite(8,LOW); // Motor dos se activa traccionando el elastomero
delay(1);
for (int I=0;I<pasosB;I++) // Para 27200 pasos (17 vueltas) se estira
2 cm.

{
digitalWrite(9,HIGH);
delayMicroseconds(300);
digitalWrite(9,LOW) ;
delayMicroseconds(300);
}

//Ensayo para estiramiento de 7cm.
for (int I=0;I<20;I++)// Bucle que muestran 20 medidas de presión.
{
digitalWrite(2,HIGH); // Avanza el motor 1.
delay(1);
for (int I=0;I<pasos1;I++) // Cada 6400 pasos (4 vueltas) se devuelve
una medida.

{
digitalWrite(5,HIGH);
delayMicroseconds(300);
digitalWrite(5,LOW) ;
delayMicroseconds(300);
}
int sensorVa4=analogRead(A1);
Serial.print(sensorVa4);
float pressure_pascal4 = ((sensorVa4-96)*(1.2*1000000)/1023);
Serial.print("Presure");
Serial.print(pressure_pascal4);
Serial.println("Pa");
delay(1000);
}
for (int I=0;I<20;I++)// Bucle que muestran 20 medidas de presión.
```

```
{
  digitalWrite(2,LOW); // Avanza el motor 1 en sentido contrario para
vaciar el sistema.
  delay(1);
  for (int I=0;I<pasos1;I++) // Cada 6400 pasos (4 vueltas) se devuelve
una medida.

  {
    digitalWrite(5,HIGH);
    delayMicroseconds(300);
    digitalWrite(5,LOW) ;
    delayMicroseconds(300);
  }

  digitalWrite(8,LOW); // Motor dos se activa traccionando el
elastómero.
  delay(1);
  for (int I=0;I<pasosB2;I++) // Se estira 4 cm.

  {
    digitalWrite(9,HIGH);
    delayMicroseconds(300);
    digitalWrite(9,LOW) ;
    delayMicroseconds(300);
  }

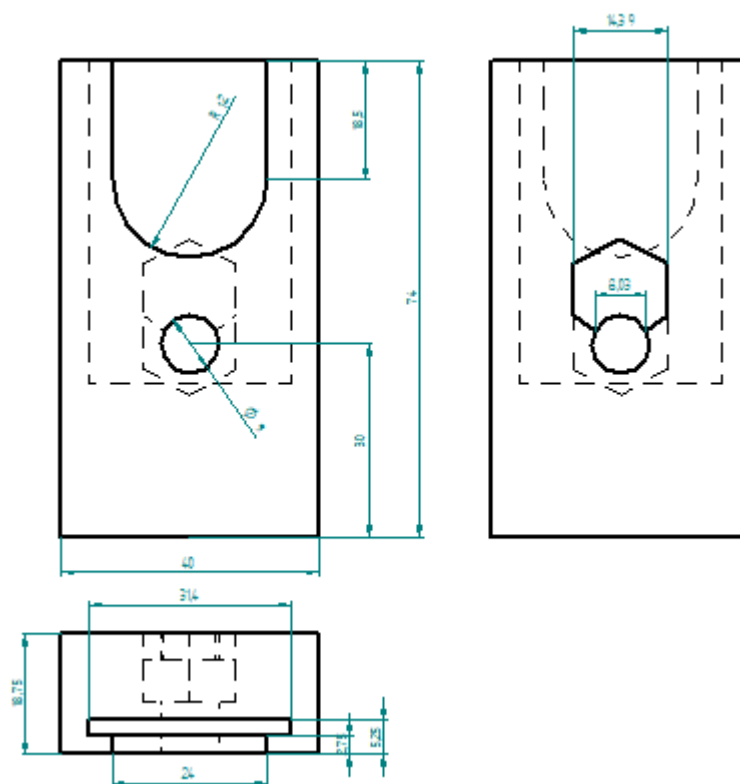
//Ensayo para estiramiento de 11cm
for (int I=0;I<26;I++)// Bucle que muestran 26 medidas de presión.
{
  digitalWrite(2,HIGH); // Avanza el motor 1.
  delay(1);
  for (int I=0;I<pasos1;I++) // Cada 6400 pasos (4 vueltas) se devuelve
una medida.

  {
    digitalWrite(5,HIGH);
    delayMicroseconds(300);
    digitalWrite(5,LOW) ;
    delayMicroseconds(300);
  }
  int sensorVa5=analogRead(A1);
  Serial.print(sensorVa5);
  float pressure_pascal5 = ((sensorVa5-96)*(1.2*1000000)/1023);
  Serial.print("Presure");
  Serial.print(pressure_pascal5);
  Serial.println("Pa");
  delay(1000);
}

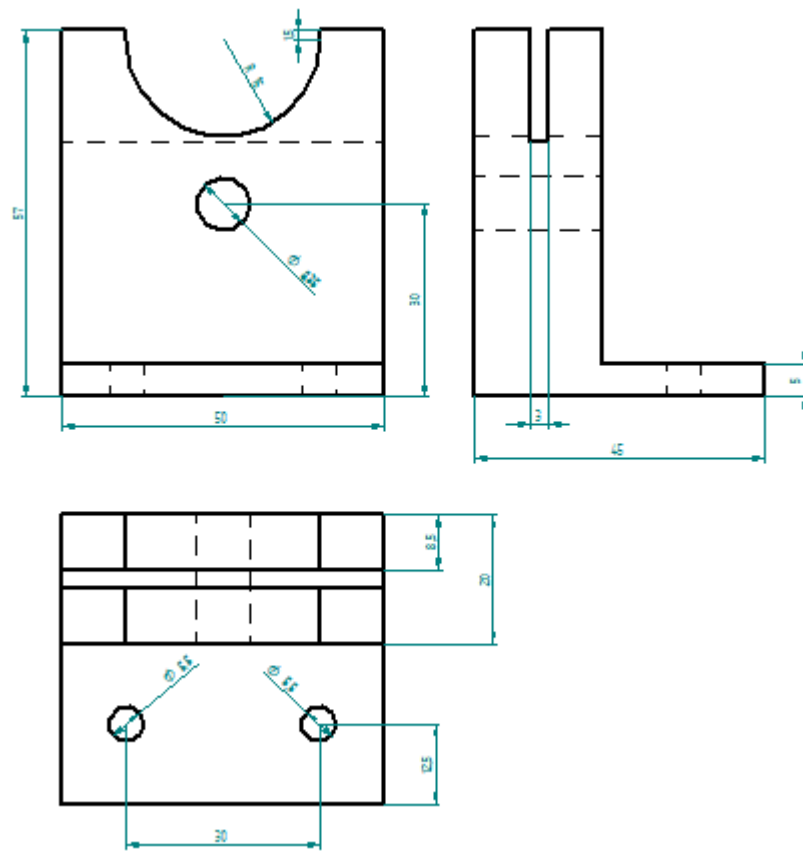
  while(1){ } // Parámetro para que el programa se ejecute una
única vez.
}
```

## ANEXO E. Planos de los soportes.

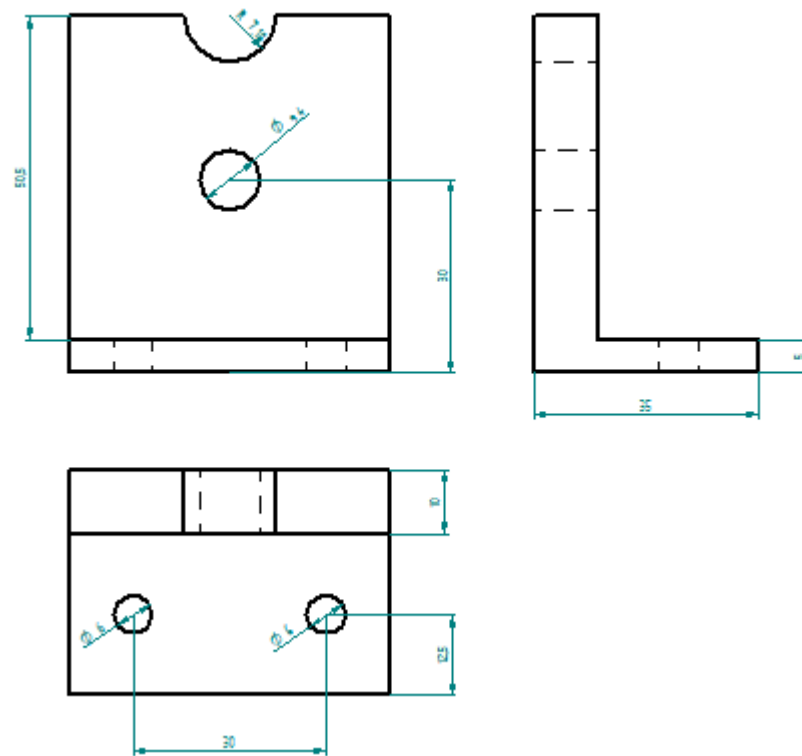
### Soporte 1.



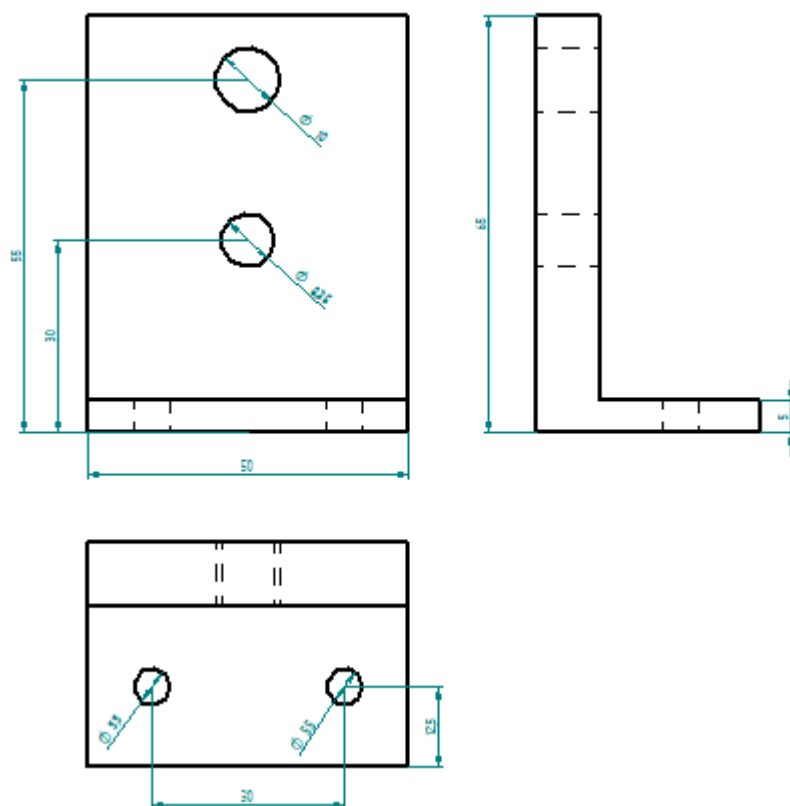
## Soporte 2.



### Soporte 3.



#### Soporte 4.



#### Soporte 5.

